

Orthopädie

Zeitschrift für Prävention und Rehabilitation

schuhtechnik



eDossier

www.ostechnik.de

Sensomotorik

Teil 1 Grundlagen der Sensomotorik

Grundlagen der Sensomotorik

Die Wirkweise von Schuheinlagen:
„mechanische“ und „sensomotorische“
Erklärungsmodelle

Baur, Gollhofer, Mayer

OST SONDERHEFT SENSOMOTORIK 2006

Der Fuß ist ein sensibles Organ

Wolfgang Best

OST SONDERHEFT PROPRIOZEPTION 2000

„Podopostural und Propriozeptiv“

Wolfgang Best

OST SONDERHEFT PROPRIOZEPTION 2000

Den Kindern die Freiheit lassen,
Bewegungen neu zu lernen

Wolfgang Best

ORTHOPÄDIESCHUHTECHNIK 6/2011

Propriozeption – die ersten Ansätze

Wolfgang Best

ORTHOPÄDIESCHUHTECHNIK 10/2000

Zur Wirksamkeit sogenannter
neuroreflektorischer Einlagen
und Fußorthesen

Döderlein, Metaxiotis, Siebel

OST SONDERHEFT PROPRIOZEPTION 2000

Propriozeption – Grundlegende Überlegungen
zur sensomotorischen Steuerung

Gollhofer, Lohrer, Altost

OST SONDERHEFT PROPRIOZEPTION 2000

Grundlagen der Sensomotorik

Das Sensomotorische System:
Träger aller Bewegungsleistungen des Menschen

Wolfgang Laube

OST SONDERHEFT SENSOMOTORIK 2006

Das Individuelle beweisbar machen –
Messmethoden zum Wirkungsnachweis
sensomotorischer Einlagen

Ohlendorf, Natrup

OST SONDERHEFT SENSOMOTORIK 2006

Auswirkungen neurologischer Einlagen
auf die Körperstatik

Natrup, Fischer, Ohlendorf

OST SONDERHEFT EINLAGEN 2004

Sporteinlagen – Ein neues Konzept

Nigg, Nurse, Stefanyhyn

OST SONDERHEFT PROPRIOZEPTION 2000

Haben sensomotorische Elemente
Einfluss auf die Kiefermuskulatur?

Daniela Ohlendorf

ORTHOPÄDIESCHUHTECHNIK 5/2010

Ferse und Rückfuß in ihrer Bedeutung
für Stand, Gang, Körperhaltung und
Einlagenversorgung

Gregor Pfaff

ORTHOPÄDIESCHUHTECHNIK 7/8/2009

Grundlagen der Sensomotorik

Die neurophysiologischen Grundlagen der sensomotorischen Einlagenversorgung

Gregor Pfaff

OST SONDERHEFT SENSOMOTORIK 2006

Die physiologischen und orthopädischen Grundlagen der afferenzstimulierenden Einlagenversorgung

Gregor Pfaff

OST SONDERHEFT EINLAGEN 2004

Trainierbarkeit propriozeptiver Fähigkeiten – Verletzungsprävention bei chronischer Sprunggelenksinstabilität

Rosenbaum, Eils

OST SONDERHEFT PROPRIOZEPTION 2000

Sensomotorik und Sensibilität des Fußes in Sport und Bewegung

Thomas Sterzing

ORTHOPÄDIESCHUHTECHNIK 10/2011

Heiner Baur¹, Albert Gollhofer² und Frank Mayer¹:

Die Wirkweise von Schuheinlagen: „mechanische“ und „sensomotorische“ Erklärungsmodelle

Zusammenfassung:

Lange Zeit waren Theorien über die Wirksamkeit von Einlagen an einer „mechanischen“ Ausrichtung der Körperstatik und -dynamik orientiert, in jüngster Zeit sind jedoch „sensomotorische“ Erklärungsmodelle hinzugekommen. Die Autoren zeigen anhand ausgewählter Literatur die Entwicklung der „mechanischen“ Erklärungsmodelle auf, um in Anschluss daran den neueren Erklärungsansatz der „sensomotorischen“ Wirksamkeit von Einlagen vorzustellen. Obwohl die sensomotorische Wirkweise von Einlagen hypothetisch nahe liegt, konnte deren Erforschung bislang nicht zur wesentlich besser entwickelten Grundlagenforschung zum Konzept der sensomotorischen Kontrolle propriozeptiver Reize aufschließen. Da bislang keines der vorgestellten Erklärungsmodelle für sich die Wirkweise von Einlagen schlüssig nachweisen konnte, fordern die Autoren für die Zukunft die Zusammenführung der beiden Ansätze zu einem integrativen Forschungsparadigma, welches sich bereits in anderen Forschungsgebieten bewährt habe.

Schuhleinlagen werden in der täglichen Praxis eingesetzt, um Beschwerden zu behandeln. Dies geschieht häufig auf Grundlage eines reichen Erfahrungsschatzes von Arzt und Orthopädienschuhmacher. Je nach Beschwerdebild und verfolgtem Behandlungsziel werden im Verbund von Arzt und Orthopädienschuhmacher Formgebung, Funktionselemente und Materialien nach dem zu verfolgenden Behandlungsziel kombiniert. Ob dieses erfahrungsgeleitete Vorgehen tatsächlich wissenschaftlich belegt zu einer Verbesserung der Beschwerden führt oder nicht, ist jedoch nicht ausreichend geklärt. Die epidemiologische Literatur berichtet von zahlreichen Studien mit unzureichendem Studiendesigns (fehlende Randomisation, fehlende Kontrollgruppe, retrospektive Betrachtung, mangelhafte Standardisierung etc.) (D'hont 2004, Borom & Clanton 2003, Razeghi & Batt 2000). Die klinische Effektivität ist unterschiedlich gut untersucht und hängt stark vom jeweiligen Beschwerdebild ab. Nahezu sämtlichen evidenzbasierten Beurteilungen zur therapeutischen Effizienz von Schuheinlagen ist der Ruf nach besseren klinischen Ergebnissen gemein (vgl. chronischer Gelenkrheumatismus: Clark 2006, Egan 2006, Überlastungsbeschwerden im Sport: Borom & Clanton 2003, D'hont 2004, Morton'sche Neuralgie: Thomson 2006. Hallux Valgus: Ferrari 2006, plantarer Fersenschmerz: Crawford 2006, Diabetischer Fuß: Spencer 2006).

Hinsichtlich der Wirkungsmechanismen von Schuheinlagen existieren viele biomechanische Studien. Allerdings sind die Schlussfolgerungen daraus vage und abschließende Wirkungszusammenhänge sind selten beschrieben (Ball 2002, Borom & Clanton 2003). Theorien über die Wirksamkeit wie Schuheinlagen das Bewegungssystem Mensch beeinflussen, waren in der Ver-

gangenheit hauptsächlich „mechanisch“ orientiert. Es wurde angenommen durch eine statisch-mechanische Optimierung der unteren Extremität eine positive Beeinflussung des dynamischen Bewegungsmusters zu ermöglichen (Gross & Napoli 1993, Hintermann & Nigg 1998, Kilmartin & Wallace 1994). Vor allem kinematische Analysen wurden zur Unterstützung dieser Theorien herangezogen (Nigg et al. 1986, 1993, 1998). Aufgezeigte methodische Schwächen kinematischer Analysen stellen diese Erklärungsansätze zunehmend in Frage (Nigg et al. 1999, Reinschmidt et al. 1997, Stacoff et al. 2000). Deshalb werden in jüngerer Zeit zusätzlich alternative Wirkmechanismen angenommen und neue Theorien entwickelt. In der Folge werden in jüngerer Zeit zunehmend Einflüsse von Schuheinlagen auf sensomotorische Regulationsprozesse diskutiert. Allerdings liegen zum Beleg „sensomotorischer“ Wirkungsmechanismen noch nicht viele Studien vor (Cavanagh 1999, Nigg & Wakeling 2001, Stacoff et al. 2000).

„Mechanische“ Erklärungsmodelle

In einer der ersten Studien zur mechanischen Wirksamkeit einer medialen Längsgewölbestütze untersuchten Nigg et al. 1986 mittels zweidimensionaler kinematischer Analyse verschiedene Positionierungen von medialen Abstützungen. Das Ergebnis zeigte, dass mehr posterior verbaute Stützen sowohl die initiale, als auch die maximale Pronation gegenüber mehr anterior liegenden Stützen reduzieren (Nigg et al. 1986). In Folge dieser ersten Untersuchungen wurde der Einfluss von Einlagen auf kinematische Messgrößen als gegeben angenommen. Weiterführende Studien zum Einfluss verschiedener Einlagenmaterialien folgten. Die Veränderungen zeigten

Anschrift für die Verfasser:

Heiner Baur
Universität Potsdam
Institut für Sport und Sportmedizin
Am Neuen Palais 10 – Haus 12
14469 Potsdam
E-Mail: hbaur@uni-potsdam.de

¹ Universität Potsdam, Institut für Sportmedizin und Prävention

² Universität Freiburg, Institut für Sport und Sportwissenschaft

sich jedoch in sehr geringem Ausmaß und zudem sehr unsystematisch (Nigg et al. 1998). Die ausschließliche Betrachtung des Fußes und Unterschenkels mit den klassischen Messgrößen Rückfußwinkel, Achillessehnenwinkel, maximaler, initialer und totaler Pronation, et cetera (vgl. dazu Nigg 1986), erschienen bald als nicht ausreichend. Es wurden zusätzlich Veränderungen der Tibiabewegung analysiert und deren größere Aussagekraft postuliert (Cornwall & McPoil 1995).

Im Zuge technischer Weiterentwicklungen kinematischer Messsysteme wurden Schwächen zweidimensionaler Systeme deutlich. So können auf die Haut aufgeklebte Marker zur Abbildung von Segmentbewegungen leicht die erfasste Projektionsebene verlassen und damit Messergebnisse falsch darstellen (Eng & Pierrynowski 1994). Studien mit zweidimensionaler Messtechnik wurden in der Folge mit dreidimensionalen Systemen wiederholt. So untersuchten im Jahre 2003 unterschiedliche Arbeitsgruppen in mehreren Studien mit ähnlichen Messprotokollen kinematische und kinetische Veränderungen durch verschiedene Einlagen: Die erste Studie konstatiert einer medial angehobenen (medial post) Einlage unter anderem eine Reduktion der Fersenbeineversion und ein erhöhtes auswärtsrotierendes Moment im Kniegelenk (Mündermann et al. 2003). Im Gegensatz dazu untersuchten Nester et al. ebenfalls medial abgestützte Einlagen in einer Gangsituation. Dabei konnte zwar ebenfalls eine reduzierte Pronationsbewegung festgestellt werden, allerdings blieben die Effekte auf Knie, Hüfte und Becken minimal (Nester et al. 2003). Bei beiden Studien sind die absoluten Effekte im Rückfuß mit Winkeländerungen von 1 – 4° sehr gering. In gleichem Maß kann die dritte Arbeitsgruppe um Williams nur minimale Wirkungen nachweisen. Bei der untersuchten Probandengruppe konnte keine Beeinflussung der Rückfußversion erreicht werden (Williams et al. 2003). Auch hier lag der intraindividuelle Effekt mit und ohne Einlagen deutlich höher als der Gruppeneffekt. Ebenfalls keine konsistenten und klinisch relevanten Unterschiede wurden in einer dreidimensionalen Analyse verschiedener Einlagentypen von Nigg et al. 2003 nachgewiesen. Sowohl in der Sagital- als auch der Frontalebene zeigte sich, dass intraindividuelle Un-

terschiede der Gelenkwinkel und -momente der unteren Extremität größer sind als die Unterschiede zwischen den verschiedenen Messkonditionen (Einlagentypen) (Nigg et al. 2003). Mit zusätzlicher Erfassung der plantaren Druckverteilung konnte jedoch eine Beeinflussung des Center of Pressure Verlaufs mittels Einlagen nachgewiesen werden (Nigg et al. 2003).

Das Problem oberflächlicher Marker auf der Haut betrifft in großem Maße auch dreidimensional untersuchende kinematische Analysen. Konnten die ursprünglichen Probleme, wie das Nicht-Erfassen aller Projektionsebenen mit neuen 3D-Systemen gelöst werden, so bleibt dennoch die oberflächliche Betrachtung von Markern, die kleinräumige Segmentbewegungen am Fuß/Unterschenkel repräsentieren sollen, kritisch (Reinschmidt et al. 1997, Luchetti et al. 1998).

Deshalb wurden intrakortikal eingebrachte Hofman-Pins bei Gang- und Laufbelastungen mit dreidimensionaler kinematischer Analyse (LOCAM, 200Hz) verwandt, um die Bewegungen von Calcaneus und Tibia, sowie deren Koppelung zu untersuchen. Die Gang- und Laufbedingungen wurden jeweils variiert. Neben der Betrachtung des Unterschiedes von Barfußlauf und beschuhtem Lauf (Stacoff et al. 2000) wurden die Bewegungskoppelung zwischen Tibia und Calcaneus im oberen Sprunggelenk (Stacoff et al. 2000), unterschiedliche Schuhkonstruktionen (Stacoff et al. 2001), sowie der Effekt verschiedener Einlagen analysiert (Stacoff et al. 2000).

Es zeigte sich sowohl für den Vergleich Schuh – barfuß als auch für die Frage des Einflusses unterschiedlicher Einlagen, dass keine nennenswerten gerichteten Unterschiede in den Segmentbewegungen („at the bone level“) auftreten (Stacoff 2000). Dies macht die in der Vergangenheit vorgenommene Überschätzung aufgrund externer Marker deutlich (Stacoff et al. 2000).

Bei der Betrachtung der Bewegungskoppelung zwischen Tibia und Calcaneus kommen Stacoff et al. 2000 zu dem Schluss, dass diese nicht kontinuierlich wie bei einem normalen Gelenk funktioniert. Innerhalb der getesteten Personen gibt es beträchtliche individuelle Ausführungsweiten, die keine allgemeine Aussagen zulassen (Stacoff et al. 2000).

Die Autoren entwickeln die Hypothese, dass das Laufmuster nur schwer mit unterschiedlichen externen Interventionen zu beeinflussen ist. Bewegung werde durch einen „Central Pattern Generator“ kontrolliert und durch supraspinale Einflüsse und afferentes Feedback moduliert (Prokop et al. 1995, Zernicke & Smith 1996). Dies äußere sich möglicherweise in einer angepassten muskulären Aktivität (Stacoff et al. 2001). Positive Effekte von Einlagen, wenn offensichtlich geringere mechanische Wirkungen vorliegen als bisher angenommen, seien demnach eher in der Deformation der Weichteilstrukturen und dem Ansprechen sensorischer Rezeptoren zu suchen. Sensomotorische Wirkungen seien also wahrscheinlicher (Stacoff et al. 2001). Dies wird in der Literatur als deutlicher Hinweis gewertet, dass das Konzept der Skelettausrichtung neu überdacht werden muss (Nigg et al. 1999, Nigg 2001). Aufgrund der gezeigten Ergebnisse dürfen jedoch kinematische Analysen nicht grundsätzlich als unpräzise eingeschätzt werden. Oftmals sind sie sehr hilfreich in der Analyse und Betrachtung von Bewegung (Horita et al. 2002). Die Aussagekraft bei der Untersuchung sehr kleinräumiger Bewegungsänderungen muss jedoch beachtet werden.

„Sensomotorische“ Erklärungsmodelle

Da die mechanische Ausrichtung der Körperstatik und -dynamik mittels Schuheinlagen offensichtlich nicht in dem großen Maß möglich ist wie lange angenommen, entstanden neue Wirktheorien. Neue Ansätze gehen dabei von „stimulierenden“ oder „propriozeptiven“ Wirkungen aus. Begrifflich ist jedoch die Bezeichnung „Sensomotorik“ vorzuziehen, da dies den angenommenen Wirkungsmechanismus wesentlich differenzierter betrachtet und exakter beschreibt. Der gesamte sensomotorische Regelkreis aus Propriozeption (Afferenz), Prozessierung auf spinaler oder supraspinaler Ebene (ZNS) und darauf folgender neuromuskulärer Bewegungskontrolle (Efferenz) wird dabei berücksichtigt (Bruhn & Gollhofer 1999).

Sensomotorische Regulationsprozesse im Stand

Aufgrund fehlender empirischer Erkenntnisse dominieren bis heute theo-

retische Überlegungen die alternativen Erklärungsansätze der Wirkungsweise von Schuheinlagen (Cavanagh 1999, Hylton & Allen 1997, Pratt 2000). Studien zur posturalen Kontrolle können Hinweise liefern, wie afferente Information Bewegung beeinflussen kann. So wurde beispielsweise von Chiang und Wu 1997 untersucht, welche Mechanismen bei der Kontrolle der posturalen Stabilität durch unterschiedliche Schaumuntergründe angesprochen werden. Die Autoren schließen aufgrund ihrer Ergebnisse, dass Auslenkungen der Standstabilität und deren Einfluss durch unterschiedlich konfigurierte Standflächen polysynaptisch reguliert werden. Monosynaptische Kompensationen waren nicht durch die unterschiedlichen Standmaterialien beeinflusst. Dies würde bedeuten, dass die Muskelspindeln als sensorische Afferenz für den Stretch-Reflex, nicht beeinflusst werden (Chiang & Wu 1997). Da jedoch die plantaren Druckwerte durch das Material der Standfläche verändert wurden, könnten für die relevanten motorischen Kompensationen (Unterschiede im EMG) die Informationen der Mechanorezeptoren der Fußsohlen von entscheidender Bedeutung sein. Gleichzeitig könnten die Gelenkrezeptoren, die Positionsveränderungen des OSG detektieren, an diesem Mechanismus beteiligt sein (Chiang & Wu 1997). Inwieweit diese sehr experimentellen Erkenntnisse auf die Dynamik von Bewegungen zu übertragen sind, bleibt offen. Das somatosensorische System des Fußes scheint jedoch, bei Variationen des Interfaces zum Untergrund, von großer Bedeutung zu sein.

In einer weiteren experimentellen Studie untersuchten Maki et al. 1999 bei älteren Probanden mit nachgewiesenen beeinträchtigter peripherer Sensorik an der Fußsohle die Beeinflussung der Stabilität im Stand durch spezielle Einlagen mit einem erhöhten Ring am Rand der plantaren Unterstützungsfläche. Nach der Hypothese der Autoren wird dadurch die Empfindung über die Grenzen der Standflächen verändert und eine bessere posturale Stabilität erreicht. Tatsächlich konnten bei vielfältigen Irritationen der Standfläche beim Tragen der Einlagen im Vergleich zu einer Kontrollkondition weniger Kompensationsreaktionen festgestellt werden (Maki et al. 1999).

Sensomotorische Schuheinlagenkonzepte

Das älteste Schuheinlagenkonzept, das von rein statisch-mechanischen Wirkungen abwich, ist das aus den 40er Jahren des letzten Jahrhunderts stammende Konzept der so genannten „Aktiveinlagen“ nach Hans Spitzzy. Hierbei sollte insbesondere innerhalb der Versorgung des kindlichen Knick-Senk-Fuß durch eine Halbkugel aus Metall oder Holz unter dem Fußlängsgewölbe die intrinsische Fußmuskulatur „stimuliert und gestärkt“ werden. Die traditionelle orthopädische Lehrmeinung beurteilt dieses Konzept jedoch als unrealistisch. Es wird deshalb aktuell nicht mehr erwähnt (Jäger & Wirth 1986, Wirth 2001).

Das bekannteste Schuheinlagensystem, das sensomotorische Prozesse zu integrieren versucht, ist das „Stabilizing Pressure Input Orthosis Bracing System“ nach Cheryl Allen und Nancy Hylton. Dort soll die Generierung eines verstärkten taktilen sensorischen Feedbacks motorische Bewegungsabläufe insbesondere bei spastischen Kindern positiv beeinflussen. Dieses ganzheitliche System geht über eine Einlagenversorgung hinaus und arbeitet zusätzlich mit Lycra-Anzügen zur Stimulation der Haut am Gesamtkörper. Allerdings handelt es sich um spekulative Annahmen, die keine Evidenzbasierung nachweisen können. Lediglich Anwendungsbeobachtungen sind beschrieben (Hylton & Allen 1997). Ähnliche Wirkungen beschreibt Pratt 2000 bei seinem System der „Dynamic Foot Orthoses“. Hier soll der menschliche Körper nicht als passiver Empfänger äußerer mechanischer Reize aufgefasst werden, sondern als reaktive Einheit. Die Einlagen beruhen auf Beeinflussungen des Muskeltonus („tone-influencing orthoses“) bei Spasmen. Die Kombination aus mechanischen Wirkungen und Veränderung des sensorischen Feedbacks soll Stand und „dynamische Balance“ verbessern (Pratt 2000). Auch dieses Konzept basiert auf Anwendungsbeobachtungen und Versorgungsbeispielen. Experimentelle oder klinische Daten liegen nicht vor.

Aktuelle Studien zur neuromuskulären Beeinflussung durch Schuheinlagen

Der Fülle an kinematischen Studien stehen nur sehr wenige Untersuchun-

gen zur neuromuskulären Reaktion gegenüber. Nawoczenski & Ludewig 1999 untersuchten bei 12 Läufern mit statischen Fußfehlformen und vorliegenden Überlastungsbeschwerden den Einfluss semirigider Einlagen auf das EMG-Muster der unteren Extremität. Eine Veränderung der Muskelaktivität im Vergleich zur Laufbedingung ohne Einlage wurde für den M. biceps femoris (Aktivität -11 %) und den M. tibialis anterior (Aktivität +37,5 %) mit sehr hoher intraindividuellen Variabilität gemessen. Die anderen untersuchten Muskeln wie M. gastrocnemius medialis, M. vastus medialis und lateralis zeigten keine Anpassung ihrer Aktivität (Nawoczenski & Ludewig 1999). Erklärungsmodelle, welche Auswirkungen dies auf die Funktion beziehungsweise die Bewegung des Läufers hat, wurden jedoch nicht erwähnt.

In einer eigenen Studie zum Effekt einzelner Einlagenfunktionselemente konnte bei 17 Probanden ein moderater Zusammenhang zwischen einer Druckerhöhung am Längsgewölbe durch eine mediale Stütze und der Aktivierungshöhe des M. peroneus longus als Sprunggelenkstabilisator festgestellt werden (Baur 2003). Dies zeigte sich ebenfalls in einer anschließenden Einlagentherapiestudie bei Läufern mit Überlastungsbeschwerden (Baur 2005, vgl. auch OST 05/2004).

Nigg et al. 2003 untersuchten die EMG-Signale der unteren Extremität von 20 Läufern, die Testläufe mit verschiedenen weichen Einlagen absolvierten. Insbesondere Adaptationen der muskulären Aktivität scheinen kurz vor Bodenkontakt aufzutreten (Nigg et al. 2003). Eindeutige Hinweise auf Anpassungen durch das Tragen von Einlagen können aus diesen Studien jedoch nicht abgeleitet werden. Oftmals wird die hohe intersubjektive Variabilität bei Einlageninterventionen als Grund für nicht eindeutige Ergebnisse angeführt.

Bei der Analyse der Unterschenkelmuskulatur beim Laufen auf dem Laufband mit neutralen Schuhen, sowie Schuhen mit Außen- beziehungsweise Innenranderhöhungen, fanden O'Connor & Hamil 2004 keine relevanten Unterschiede in der Aktivierungshöhe oder in On-Off-Mustern aller getesteten Muskeln. Die Autoren schließen, dass bei dem gesunden Probandengut die Muskelaktivität einem stabilen Muster unterliegt, welches durch so

geringfügige Änderungen nicht zu beeinflussen sei (O'Connor & Hamil 2004).

Mögliche Unterschiede in der Muskelaktivität durch unterschiedlich strukturierte Fußauflageflächen untersuchte eine Gangstudie an 15 symptomfreien Probanden. Hier reduzierte sich die Aktivität von M. soleus und M. tibialis anterior während der Standphase beim Tragen einer unruhigen Oberfläche im Vergleich zu ganz glatten Fußauflageflächen. Dies legt aufgrund der Veränderung des afferenten Feedbacks, entweder durch Modulation der Entladungsrate oder Änderungen in den raumzeitlichen Innervierungsmustern der Rezeptoren, eine vermehrte Hemmung der efferenten Muskelaktivierung nahe (Nurse 2005). Konsequenzen und mögliche Nutzen dieser Mechanismen seien jedoch bislang noch unbekannt.

Die „Intensität“ der elektromyographischen Aktivität der Muskeln der unteren Extremität wurde mittels Wavelet-Technik (Frequenzanalyse) an 21 Probanden mit „starker Pronation“ untersucht. Die Probanden liefen verschiedene Einlagen mit Innenranderhöhung, 1:1-Kopie des Fußes und einer Kombination aus beidem. Hier zeigte sich eine Erhöhung der Signalintensität beim Laufen der Einlage mit Innenranderhöhung im M. peroneus longus und M. gastrocnemius medialis. Dies wird als Kompensation auf eine möglicherweise erhöhte Stabilitätsaufgabe beim Laufen einer Einlage mit medialer Erhöhung interpretiert (Mündermann 2006).

Veränderungen in der Qualität sensorischer Information durch Schuheinlagen führten in einem Experiment von Burke an zwölf gesunden Probanden und 11 Patienten mit Beschwerden am Bewegungsapparat zu sehr individuellen Reaktionen im sensomotorischen Integrationsprozess, die jedoch zwischen den Untersuchungsgruppen nicht differierten (Burke 2006). Dies wird als konform mit Niggs Konzept der „individually preferred movement paths“, also eines für jeden Menschen individuell optimalen und ökonomischen Bewegungsmusters gesehen. Eine externe Intervention die dieses individuell optimale Bewegungsmuster unterstützt, soll demnach im Sinne einer optimierten Ökonomie die Muskelaktivität reduzieren (Burke 2006, Nigg 1999, Nigg 2001).

Weitere experimentelle Befunde müssen zur Untermauerung dieses Konzeptes allerdings noch folgen. Eine Definition für dieses „optimale Muster“ existiert bisher nicht (Mündermann 2006, Burke 2006, Nawoczenski 2004).

Die Beeinflussung der muskulären Aktivität durch Einlagen wird zwar häufig postuliert, wurde aber bislang nicht schlüssig nachgewiesen. Die meisten Studien beschränken sich auf beschreibende Diskussionen. Es wird wenig über die funktionellen Konsequenzen von Veränderungen der Muskelaktivität durch Einlagen diskutiert, da direkte Wirkmechanismen aus diesen Studien oft nicht abgeleitet werden können (Nawoczenski 2004). In der Grundlagenforschung ist das Konzept der sensomotorischen Kontrolle propriozeptiver Reize bereits differenziert dargestellt. Die Aussagen sind jedoch in der Praxis noch nicht umgesetzt, beziehungsweise nicht aufgegriffen. Um reale, funktionelle Verbesserungen an bestehenden Versorgungspraktiken vornehmen zu können, ist eine Diskussion über die Mythen und Fakten jedoch unabdingbar. Nur so kann ein vernünftiger Einsatz von konkreten Einlagenversorgungen gelingen.

Ausblick

In Zukunft wird es erforderlich werden, neurophysiologisches Wissen zur Gangregulation und deren Beeinflussung durch externe Einflüsse mit klassischen biomechanischen Betrachtungen zusammenzuführen. Diese Forderung ist nicht neu, scheint jedoch laut Kleissen 1998 immer noch an gegenseitigen Ressentiments beider Forschungsrichtungen zu scheitern (Kleissen 1998). Vereinzelt kamen schon in der Vergangenheit integrative Paradigmen zur Anwendung, leider ohne weiter aufgegriffen zu werden (Komi 1987, 1993). Ein integrativeres Forschungsparadigma sollte in jedem Fall Studien an Patienten integrieren (Novacheck 1998). Unterschiede in der neuromuskulären Reaktion auf externe Beeinflussungen von Stand und Bewegung zwischen Gesunden und Patientengruppen legen dies nahe (Scheuffelen 1993, Burke 2006). Andere Forschungsgebiete zur funktionellen Gelenkstabilität und orthopädiotechnischen Hilfsmittel zeigen den Erfolg dieses Paradigmas, da hier vor allem

funktionelle Konsequenzen diskutiert werden (Alt 1999, Bruhn 1999, 2002, Lephart 1998, Lohrer 1999, Scheuffelen 1993). Klar ist jedoch, dass Untersuchungen über die Wirkungsweise von Schuheinlagen alleine mit mechanischen Modellen heute nicht mehr ausreichend sind. Sensomotorische Wirkungen liegen hypothetisch nahe, bedürfen aber der weiteren experimentellen Evaluation. ■

Literatur

- Alt W., Lohrer H, Gollhofer A. (1999): Functional properties of adhesive ankle taping: Neuromuscular and mechanical effects before and after exercise. *Foot Ankle Int* 20:238 – 245.
- Ball KA, Afheldt MJ. Evolution of foot orthotics – Part 1 (2002): Coherent theory or coherent practice? *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics* 25:116 – 24.
- Baur H., Hirschmüller A., Müller S., Mayer F. (2003): Wirkungsweise von funktionellen Elementen der Schuheinlagenversorgung im Sport. *Dt Z Sportmed* 54:323 – 328.
- Baur H., Hirschmüller A., Müller S., Gollhofer A., Dickhuth HH., Mayer F (2005): Therapeutic efficiency of insoles in runners. *Med Sci Sports Exerc* 37:(S5) S. 214 – S. 215.
- Borom AH., Clanton TO (2003): Sport shoes and Orthoses, In DeLee JC; Drez Jr. D.; Miller MD (Ed.), *Orthopaedic Sports Medicine Vol. 2* (S. 2275 – 2323). Philadelphia, PA: Saunders.
- Bruhn S. (1999): Improved measurement of knee-joint stability. *Orthopäde* 28:819.
- Bruhn S., Gollhofer A (2001): Neurophysiological basics of proprioception and sensorimotor control. *Medizinisch-orthopädische Technik* 121:66 – 71.
- Bruhn S., Gollhofer A. (2002): Evaluation of mechanical and neurophysiological effects of wearing bandages for the knee joint in functional testing situations. *Sportverletz Sportschaden* 16:15 – 21.
- Burke JR. (2006): Effect of an orthotic intervention on sensorimotor integration mechanisms in patients with musculoskeletal disorders. *Clinical Chiropractic* 9:59 – 69.
- Cavanagh PR (1999): The foot as a sensory organ. *ISB Book of Abstracts of the 17th Congress of the international Society of Biomechanics* (S. 18), Calgary.
- Chiang JH, Wu G (1997): The influence of foam surfaces on biomechanical variables contributing to postural control. *Gait Posture* 5:239 – 245.
- Clark H., Rome K., Plant M., O'Harey K., Gray J. (2006): A critical review of foot orthoses in the rheumatoid arthritic foot. *Rheumatology* 45:139 – 145.
- Cornwall MW, McPoil TG (1995): Footwear and foot orthotic effectiveness research: A new approach. *J. Orthop Sports Phys Ther* 21:337 – 344.
- Crawford F, Thomson C (2006): Interventions for treating plantar heel pain (Cochrane Review). In: *The Cochrane Database of Systematic Reviews*, Issue 2. Chichester, UK: John Wiley & Sons, Ltd.
- D'hondt NE, Struijs PAA, Kerkhoffs GMMJ, Verheul C, Lysens R., Aufdemkampe G., Van Dijk CN. (2004): Orthotic devices for treating patellofemoral pain syndrome (Cochrane Review). In: *The Cochrane Library*, Issue 3. Chichester, UK: John Wiley & Sons, Ltd.
- Egan M., Brosseau L., Farmer M., Quimet M., Rees S, Tugwell P., Wells G (2006): Splints and Orthosis for treating rheumatoid arthritis (Cochrane Review). In: *The Cochrane Database of Systematic Reviews*, Issue 2. Chichester, UK: John Wiley & Sons, Ltd.
- Eng JJ., Pierrynowski MR (1994): The effect of soft foot orthotics on three-dimensional lower-limb kinematics during walking and running. *Phys Ther* 74:836 – 844.
- Ferrari J., Higgins JPT., Prior TD. (2006): Interventions for treating hallux valgus (abductovalgus) and bunions (Cochrane Review). In: *The Cochrane Database of Systematic Reviews*, Issue 2. Chichester, UK: John Wiley & Sons, Ltd.
- Gross ML, Napoli RC (1993): Treatment of lower extremity injuries with orthotic shoe inserts. An overview. *Sports Med* 15:66 – 70.
- Hintermann B, Nigg BM (1998): Pronation in runners. *Sports Med* 26:169 – 176.
- Horita T, Komi PV, Nicol C, Kyrolainen H (2002): Interaction between pre-landing activities and stiffness regulation of the knee joint musculoskeletal system in the drop jump: implications to performance. *Eur J. Appl Physiol* 88:76 – 84.
- Hylton N., Allen C. (1997): The development and use of SPIO lycra compression bracing in children with neuromotor deficits. *Pediatr Rehabil* 1:109 – 116.
- Jäger M., Wirth CJ. (1986): *Praxis der Orthopädie*. 1. Auflage. Stuttgart, Georg Thieme Verlag.
- Kilmartin TE., Wallace WA. (1994): The scientific basis for the use of biomechanical foot orthoses in the treatment of lower limb sports injuries – a review of the literature. *Br. J. Sports Med* 28:180 – 184.
- Kleissen RFM, Buurke JH, Harlaar J., Zilvold G. (1998): Electromyography in the biomechanical analysis of human movement and its clinical application. *Gait Posture* 8:143 – 158.
- Komi PV., Gollhofer A., Schmidtbleicher D., Frick U (1987): Interaction between man and shoe in running: considerations for a more comprehensive measurement approach. *Int J. Sports Med*. 1987:196 – 202.
- Komi PV., Hyvärinen T., Gollhofer A., Kvist M (1993): Biomechanische Überlegungen über Stoßkräfte und Fußstabilität beim Laufen. *Sportverletz. Sportschaden* 7:179 – 182.
- Lephart SM., Pincivero D., Rozzi S. (1998): Proprioception of the ankle and knee. *Sports Medicine* 25:149 – 155.
- Lohrer H., Alt W., Gollhofer A. (1999): Neuromuscular properties and functional aspects of taped ankles. *Am J Sports Med* 27:69-75.

30. Lucchetti L., Capozzo A., Cappello A., De-la-Croce U. (1998): Skin movement artefact assessment and compensation in the estimation of knee-joint kinematics. *J. Biomech* 31:977 – 984.
31. Maki BE., Perry SD., Norrie RG., McIlroy WE. (1999): Effect of facilitation of sensation from plantar foot-surface boundaries on postural stabilization in young and older adults. *J. Gerontol* 54A:M281 – M287.
32. Mündermann A., Wakeling JM., Nigg BM., Humble RN., Stefanyshyn DJ. (2006): Foot orthoses affect frequency components of muscle activity in the lower extremity. *Gait and Posture* 23:295 – 302.
33. Nawoczenski DA., Janisse DJ. (2004): Foot orthoses in rehabilitation – what's new. *Clin Sports Med* 23:157 – 167.
34. Nawoczenski DA., Ludewig PM. (1999): Electromyographic effects of foot orthotics on selected lower extremity muscles during running. *Arch Phys Med Rehabil* 80:540 – 544.
35. Nester CJ., van der Linden ML., Bowker P. (2003): Effect of foot orthoses on the kinematics and kinetics of normal walking gait. *Gait Posture* 17:180 – 187.
36. Nigg BM. (2001): The role of impact forces and foot pronation: a new paradigm. *Clin J. Sport Med* 11:2 – 9.
37. Nigg BM., Bahlisen HA., Denoth J., et al. (1986): Factors influencing kinetic and kinematic variables in running. In Nigg BM (Ed.), *Biomechanics of running shoes*, (S. 139 – 159). Champaign, IL, Human Kinetics Publishers.
38. Nigg BM., Cole GK., Nachbauer W (1993): Effects of arch height of the foot angular motion of the lower extremities in running. *J. Biomech* 26:909 – 916.
39. Nigg BM., Khan A., Fisher V., Stefanyshyn DJ. (1998): Effects of shoe insert construction on foot and leg movement. *Med. Sci Sports Exerc* 30:550 – 555.
40. Nigg BM, Nurse MA, Stefanyshyn DJ. (1999): Shoe inserts and orthotics for sport and physical activities. *Med. Sci Sports Exerc* 31:S421 – S428.
41. Nigg BM., Stergiou P., Cole G, Stefanyshyn DJ., Mündermann A., Humble N. (2003): Effect of shoe inserts on kinematics, center of pressure, and leg joint moments during running. *Med. Sci Sports Exerc.* 35:314 – 319.
42. Novacheck TF (1998): The biomechanics of running. *Gait Posture* 7:77 – 95.
43. Nurse MA, Hulliger M., Wakeling JM., Nigg BM., Stefanyshyn DJ. (2005): Changing the texture of footwear can alter gait patterns. *J. Electromyogr Kinesiol* 15:496 – 506.
44. O'Connor KM., Hamill J. (2004): The role of selected extrinsic foot muscles during running. *Clin. Biomech.* 19:71 – 77.
45. Pratt DJ. (2000): A critical review of the literature on foot orthoses. *J. Am Podiatr Med. Assoc.* 90:339 – 341.
46. Pratt DJ. (2000): Dynamic foot orthoses. Principles and Application. *J. Am Podiatr Med. Assoc.* 90:24 – 29.
47. Prokop T., Berger W., Zijlstra W., Dietz V. (1995): Adaptational and learning processes during human split-belt locomotion: interaction between central mechanisms and afferent input. *Exp. Brain Res.* 106:449 – 456.
48. Razeghi M, Batt ME (2000): Biomechanical analysis of the effect of orthotic shoe inserts. *Sports Med* 29:425 – 438.
49. Reinschmidt C, Van den Bogert AJ, Lundberg A., Nigg BM, Murphy N, Stacoff A., Stano A. (1997): Tibiofemoral and tibio-calcaneal motion during walking: external vs. skeletal markers. *Gait Posture* 6:98 – 109.
50. Scheuffelen C., Rapp W., Gollhofer A., Lohrer H. (1993): Orthotic devices in functional treatment of ankle sprain. *Int J. Sports Med.* 14:140 – 149.
51. Spencer S. (2006): Pressure relieving interventions for preventing and treating diabetic foot ulcers. (Cochrane Review). In: *The Cochrane Database of Systematic Reviews*, Issue 2. Chichester, UK: John Wiley & Sons, Ltd.
52. Stacoff A., Nigg BM., Reinschmidt C., Van den Bogert AJ., Lundberg A (2000): Tibiocalcaneal kinematics of barefoot versus shod running. *Clin. Biomech.* 33:1387 – 1395.
53. Stacoff A., Nigg BM., Reinschmidt C., Van den Bogert AJ., Lundberg A., Stüssi E., Denoth J. (2000): Movement coupling at the ankle during the stance phase of running. *Foot Ankle Int.* 21:232 – 239.
54. Stacoff A., Reinschmidt C., Nigg BM., Van den Bogert AJ., Lundberg A., Denoth J., Stüssi E. (2000): Effects of foot orthoses on skeletal motion during running. *Clin. Biomech.* 15:54 – 64.
55. Stacoff A., Reinschmidt C., Nigg BM., Van den Bogert AJ., Lundberg A., Denoth J., Stüssi E. (2001): Effects of shoe sole construction on skeletal motion during running. *Med. Sci Sports Exerc.* 33:311 – 319.
56. Stacoff A., Reinschmidt C., Nigg BM., Van den Bogert AJ., Lundberg A., Denoth J., Stüssi E. (2000): Effects of foot orthoses on skeletal motion during running. *Clin. Biomech.* 15:54 – 64.
57. Thomson CE., Gibson JNA., Martin D. (2006): Interventions for the treatment of Morton's neuroma (Cochrane Review). In: *The Cochrane Database of Systematic Reviews*, Issue 2. Chichester, UK: John Wiley & Sons, Ltd.
58. Williams III DS, McClay Davis I, Baitch SP (2003): Effect of inverted orthoses on lower extremity mechanics in runners. *Med. Sci Sports Exerc.* 35:2060 – 2068.
59. Wirth CJ. (2000): *Praxis der Orthopädie*. Band 1 & 2. 3. Auflage. Stuttgart, Georg Thieme Verlag.
60. Zernicke RF., Smith JL (1996): Biomechanical insights into neural control of movement. In Rowell LB, Shepherd JT (Eds.), *Handbook of Physiology, Section 12: Exercise: Regulation and Integration of Multiple Systems*, (S. 293 – 330). New York, Oxford University Press.

„Der Fuß ist ein sensibles Organ“

Man weiß, wie die Rezeptoren in unseren Sehnen, Muskeln, Bändern und Gelenken funktionieren, und man weiß, wie die Informationsbahnen im Körper verlaufen. Über das Zusammenspiel, das uns den aufrechten Gang und das Ausführen komplizierter und komplexer Bewegungen ermöglicht, wissen wir allerdings noch recht wenig. Zu den Perspektiven der Propriozeption in der Hilfsmittelversorgung befragten wir Prof. Albert Gollhofer, Universität Stuttgart und Dr. Heinz Lohrer, Sportmedizinisches Institut der Universität Frankfurt.

[Herr Prof. Gollhofer, Herr Dr. Lohrer, was macht es so schwer, ein umfassendes, wissenschaftliches Modell zu erarbeiten, mit dem man in der Praxis der Hilfsmittelversorgung arbeiten kann?

A. Gollhofer: Sicher ist richtig, dass wir heute alle beteiligten Rezeptoren ken-

nen. Wir wissen, wie deren Bahnen verlaufen und wie sie mit anderen Strukturen im zentralen Nervensystem verschaltet sind. Viele dieser Rezeptoren sind im Rückenmark auf eine Kommandoebene aufgeschaltet. Wie diese Kommandoebene jedoch schlussendlich auf unsere Skelettmuskulatur wirkt, das hängt stark von zentralen Einflüssen, also von unserem Gehirn ab.

Wir haben auf der einen Seite von der Peripherie her viele Zugänge dieser Rezeptoren, die alle im Laborversuch klar ihre Aufgaben zugeordnet bekommen haben. Diese Vielzahl mischt sich aber zu einem „Cocktail“ im spinalen System, also im Rückenmark zusammen – und dabei muss berücksichtigt werden, dass hier noch starke willkürmotorische Einflüsse vorliegen, im Sinne der Bewegungsprogrammierung. Wenn sie in der Dunkelheit im unebenen Gelände gehen und sie kennen sich nicht aus, dann gehen sie viel vorsichtiger und viel tastender. Ihre Rezeptoren sind viel stärker eingebunden, als wenn sie das Terrain kennen. Das Zentralnervensystem ist wie ein Verstärker, der die Wahrnehmung regelt. Das macht die exakte Beurteilung des gesamten Systems so schwierig. Es ist wie in einem Orchester: Wir kennen die Instrumente und wissen, wie sie einzeln klingen. Wie das Konzert klingt, ist eine andere Frage.

Welche Ansätze gibt es, dies näher zu erforschen?

A. Gollhofer: Wir müssen davon ausgehen, dass wir im Prinzip nur die Situation am Menschen zu beurteilen haben, mit allen komplexen Vorbedingungen. Wir müssen uns also mit den gegebenen Situationen auseinandersetzen: So können zum Beispiel in der Ganganalyse unterschiedliche Einlagenversorgungen gegeneinander getestet werden, immer bei gleicher Geschwindigkeit und identischen Versuchspersonen. Durch kleine Variationen der Untersuchungsbedingungen bekommen wir Anhaltspunkte, wie die Versuchspersonen auf Änderungen in den Einlagen reagieren und können somit den differentiellen Einfluss z. B. von Einlagen auf das Gangbild erkennen.

Man nähert sich also durch kleine Schritte einer gewissen Systematik an?

A. Gollhofer: Ja, durch das Konstanthalten möglichst vieler Einflüsse und kleiner systematischer Variationen erhält man mit der Zeit ein Mosaikbild. Ich denke, wir haben in unserer Arbeitsgruppe in den letzten fünf Jahren einige dieser Bedingungen am Sprunggelenk schon systematisch variieren können. Wie zum Beispiel Versuchspersonen auf verschiedene Orthesen und auf verschiedene Belastungssituationen reagieren? Hier konnten wir auch systematische Ergebnisse erzielen.

Wir haben heute extrem feine Instrumentarien zur Verfügung, um Unterschiede in der Propriozeption messen zu können. Die Rezeptoren im Rückenmark projizieren alle auf die motorischen Nervenzellen. Heute kann man mit spezifischen Techniken, der sogenannten H-Reflex Technik, die Durchlässigkeit dieser Rückmeldungen auf diese motorischen Nervenzellen überprüfen. Wenn wir also vermuten, dass ein Mechanismus draußen an der Peripherie propriozeptiv stimulierend sein soll, dann muss die Durchlässigkeit der propriozeptiven Rückmeldung günstiger, also besser sein. Das Problem ist, dass dies extrem aufwändige Verfahren sind, die bei routinemäßigen Fragestellungen nicht zum Einsatz kommen können. Aber im Prinzip lässt sich diese Durchlässigkeit sehr fein bestimmen.

Wie könnte man propriozeptive Effekte in der Einlagenversorgung messen?

H. Lohrer: Man lässt verschiedene Personen mit und ohne Einlagen laufen und kontrolliert dann an den Muskeln mit dem EMG, ob sich durch die Variation der Einlage ein Effekt ergibt. Und wenn man das sauber macht, dann wird man auch entsprechende Unterschiede finden.

A. Gollhofer: Man muss nur standardisiert vorgehen, so wie oben ausgeführt. Es ist auch wichtig zu betonen, dass die Ergebnisse von den Orthopädieschuhmachern entsprechend aufgenommen und umgesetzt werden, damit man sagen kann, ob die Einlage eine stimulierende Funktion besitzt oder nicht. Schlussendlich steht in der Forschung noch der Beweis aus, ob es generell für Einlagen eine Chance gibt, eine stimulierende Wirkung zu besitzen, wie das auch Nigg in seiner Arbeit problematisiert.



Dr. Heinz Lohrer.



Prof. Dr. Albrecht Gollhofer.

Die Sensorik scheint ja durchaus eine Rolle zu spielen. Man weiß nur wenig darüber, wie es funktioniert.

A. Gollhofer: Wir wissen, dass sie eine wichtige Rolle spielt. Wir sehen auch die Veränderungen im EMG und können sagen, hier findet eine Stimulierung statt. Aber ob jetzt Ruffini-Körperchen oder Paccini-Körperchen oder andere Sensoren spezifisch angeregt sind, diese Differenzierung können wir nicht machen. Aber das ist für die Praxis auch nicht nötig. Wenn wir sagen können, Einlagen oder spezifische Hilfsmittelversorgungen haben einen bestimmten, vorhersagbaren propriozeptiven Effekt, das wäre schon ein erheblicher Fortschritt.

Wäre es auch möglich, mit Hilfe der Video-Laufanalyse den Effekt von propriozeptiven Versorgung zu messen?

H. Lohrer: Was wir beschrieben haben, ist ja letzten Endes eine Gang- oder Laufanalyse mit einem EMG. Mit der op-

tischen Laufanalyse halte ich das für fragwürdig, zumindest, wenn man sie nur auf Winkelwerten basierend gestaltet und kein EMG dazuschaltet. Sie müssen auch die Bewegungsgeschwindigkeit im Hinterkopf haben, und die Auflösung der optischen Systeme, das heißt, mögliche Ungenauigkeiten, die durch die Systeme bedingt sind.

A. Gollhofer: Wenn wir von Propriozeption reden, beschreiben wir ein elektrophysiologisches Ereignis. Dieses kann nur mit den entsprechenden Instrumentarien nachgewiesen werden.

H. Lohrer: Es gibt die Theorie, dass die Mechanik eines Gelenksystems konstant gehalten wird und die Modulation durch das EMG beziehungsweise den Muskel geschieht. Wenn sie mit einem Hilfsmittel intervenieren, dann versucht das System, die Mechanik im Gang oder im Lauf konstant zu halten, weil diese optimiert ist. Aber um das konstant zu halten, muss sich der Muskel

adaptieren. Das heißt, sie finden nach dieser Hypothese zumindest nur am Muskel Veränderungen, nicht aber am Skelett. Hier hat ja gerade die Arbeitsgruppe um Nigg schöne Untersuchungen gemacht mit den Markern, die sie ins Skelett implantiert haben. Diese Untersuchung zeigt deutlich, dass man am Skelett nichts messen kann.

Was bedeutet dies für die Laufanalyse?

A. Gollhofer: In früheren Untersuchungen haben wir mit Ganganalyse und EMG bereits systematisch die Einlagenversorgung variiert. Das Problem bei der Interpretation der damaligen Untersuchungsergebnisse war, dass wir erkennen mussten, dass das Bewegungsprogramm – und die Lokomotion zählt zu den rudimentärsten unserer Bewegungsprogramme – einen überragenden Einfluss besitzt, das die kleinen Variationen durch die Einlagenversorgung vermutlich lange kompensieren kann. Ob sich das Bewegungsprogramm durch unter-

schiedliche Einlagen stark modifizieren lässt ist die Frage. Mit Sicherheit kann man ausschließen, dass daraus mechanische Konsequenzen abzuleiten sind.

Es gibt aber auf der anderen Seite vergleichende Untersuchungen, die ich mit Prof. Komi, Jyväskylä, Finnland, in den 80er Jahren gemacht habe zum Thema „Man-Shoe-Surface-Interaktion.“ Da haben wir mit unterschiedlichen Laufschuhen mit hypo- und hyperpronierenden Sohlenkonstruktionen von außen den Einfluss auf den Bewegungsablauf gemessen. Wenn man mit solchen groben Maßnahmen vorgeht, sieht man durchaus Variationen im Betawinkel, also im Achillessehnenwinkel. Auch im Patella-Sehnen-Winkel kann man funktionelle Defizite in der Gelenkführung erkennen. Dieser Ansatz liefert durchaus Hinweise auf die Grobstruktur, eine Auflösung der Feinstruktur ist nur bedingt möglich.

H. Lohrer: Den Unterschied zwischen muskulärer Steuerung und Mechanik sieht man in der Ermüdung. Wenn die muskuläre Steuerung versagt oder überfordert ist, dann bricht das System zusammen und es verändern sich die mechanischen Winkelwerte.

A. Gollhofer: In diesem Zusammenhang sollte man besser pragmatisch vorgehen. Welche Chancen haben wir, einen Kunden befriedigend zu versorgen? Es ist besser, man macht mit ihm eine optische Ganganalyse als gar nichts. Man darf aber nicht erwarten, dass man mit dieser Ganganalyse Aussagen über die Sensorik und die Muskelaktivität machen kann. Dazu ist das Instrumentarium zu grob. Aber eine optische Analyse ist doch für eine funktionelle Beinachse während des Bewegungsablaufs und für eine abgestimmte Gelenkdynamik ein gutes Instrumentarium. Zu erwarten, dass eine weiche oder eine ein bisschen härtere Sohle einen massiven Einfluss auf das Gangbild hat, würde ich aber als übertrieben betrachten.

Bislang stand vor allem die mechanische Wirkung von Einlagen im Mittelpunkt. Mit propriozeptiven Einlagen verbindet sich die Erwartung, durch gezielte Stimulation der Muskulatur mehr Einfluss auf die Bewegung zu nehmen. Wie schätzen Sie dies ein?

H. Lohrer: Ich halte es für möglich. Der Fuß ist ein sensibles Organ. Er hat eine Vielzahl von Rezeptoren und die reagie-

ren, wenn man ihnen Informationen vermittelt. Insofern ist man durchaus in der Lage, von da aus Effekte zu erzielen, die man noch nicht nachgewiesen hat und im Einzelnen möglicherweise auch gar nicht kennt. Wir wissen bis heute nicht so genau über die Wirkung einer Fußreflexzonenmassage Bescheid und sind trotzdem immer wieder überrascht, welche Effekte damit erzielt werden können.

Mit der Sensorik an der Fußsohle wäre praktisch noch die gleiche Arbeit zu leisten wie am Sprunggelenk, wo auch systematisch die propriozeptiven Fähigkeiten untersucht wurden?

A. Gollhofer: Das wäre ein vorstellbarer Weg. Man kann Daten aus Druckverteilungsmessungen heranziehen und erhält je nach Versorgung unterschiedliche Gangabläufe beziehungsweise Druckverteilungsmuster. Wenn man jetzt die Kenntnis der sensiblen Zonen im Sohlenbereich hat, könnte man vergleichende Studien durchführen. Systematisch ist das bisher noch nicht geschehen.

Die propriozeptiven Fähigkeiten sind bei jedem Menschen anders ausgeprägt, je nach Veranlagung, Trainingszustand oder vorhergehenden Verletzungen. Sind es dennoch immer dieselben Punkte, die man ansteuern muss, um eine bestimmte Wirkung zu erzielen?

H. Lohrer: Ich denke schon. Fuß ist Fuß. Physiologischerweise sind die Rezeptoren zumindest grundsätzlich auch gleich angeordnet. Es gibt einen gewissen Unterschied zwischen Senkfuß und hochgesprengtem Fuß, keine Frage. Aber im Grunde ist diese Rezeptorenverteilung genetisch bedingt ähnlich. Wenn sie einen Fußabdruck oder eine Druckverteilungsmessung nehmen, sind die sich letztendlich auch ähnlich. Man sieht, dass es ein Fuß und keine Hand ist.

Der eine hat medial, der andere lateral, wieder ein anderer hinten und vorne mehr Belastung. Aber das sind Nuancen. Dadurch wird sich an den prinzipiellen Möglichkeiten, die man durch eine gezielte Stimulation hat, nichts ändern. Nur der Orthopädienschuhtechniker muss schauen, wenn er versorgt, dass sein Reiz am individuellen Fuß ankommt. Angenommen, ich muss im Längsgewölbe irgendwo stimulieren. Dann muss dieser Stimulationspunkt beim hochgesprengten Fuß viel höher sein als beim Plattfuß oder beim Knick-Senkfuß.

Es gibt die Hypothese, dass auch die bekannten, orthopädischen Einlagen eine propriozeptive Wirkung haben. Welche Erklärung gibt es dafür?

H. Lohrer: Hier kann man Anleihen am Sprunggelenk nehmen. Wir haben in jüngster Zeit Bandagen untersucht, von denen wir, wenn man sie in die Hand nimmt, nicht viel erwarten können. Sie sind gestrickt und sehen aus wie ein Strumpf. Wenn man die aber mit unseren Methoden untersucht, dann ist man überrascht. Erstens wirken sie mechanisch, nicht so wie ein Gips, aber sie wirken mechanisch und sie wirken neuromuskulär, also im Sinne einer propriozeptiven Stimulation der zugehörigen Muskeln. Das ist, meines Erachtens, für das Sprunggelenk erwiesen. Es gibt keinen Grund zu der Annahme, dass es am Fuß bei der Einlagenversorgung anders sein soll. Das würde ich als Hypothese in den Raum stellen. Ich würde auch erwarten, wenn man es untersucht, dass dies bestätigt wird.

A. Gollhofer: Ja, ich stimme dem zu. Wir untersuchen schon seit Jahrzehnten mit elektrophysiologischen Methoden und wissen, dass die Spannbreite klein ist, aber dass sie nicht gleich Null ist. Es ist erstaunlich, wie groß die Stimulanz bei Bandagen ist, obwohl mechanisch nur wenig von ihnen gefordert werden kann. Wenn wir nicht den propriozeptiven Schutzfaktor als Variante in unsere Überlegungen einfließen lassen, könnte man die ganzen Verletzungsindikationen und die Reduktion der Verletzungszahlen aus der amerikanischen Literatur nicht beurteilen oder verstehen.

In welchen Bereichen der Orthopädienschuhtechnik erfordert die Propriozeption eine Abkehr von bekannten Denkmustern beziehungsweise ein Umdenken in der Versorgung?

H. Lohrer: Im sogenannten propriozeptiven Ansatz, der aus der Orthopädienschuhtechnik kommt, sind ja viele klassische orthopädienschuhtechnische Elemente drin. Die sind modifiziert, indem Terrassen und Stufen und andere Elemente eingearbeitet sind. Vielleicht sind sie in zehn Jahren wieder rund und heißen immer noch propriozeptiv. Insofern glaube ich nicht, dass sich ganz neue Denkansätze oder Versorgungsansätze ergeben werden. Es wird eher

eine Vereinigung geben zwischen der Mechanik, im Sinne der Statik, und der Funktion, sprich Propriozeption.

Welche Rolle spielt die Physiotherapie in Verbindung mit einer propriozeptiven Versorgung?

A. Gollhofer: Wir wissen durch eigene Untersuchungen der letzten Jahre, dass man durch systematisches Training oder bewusstes Ausüben von solchen Bewegungsmustern einen erheblichen Zuwachs an propriozeptiver Aktivität hat. Wir haben innerhalb von vier Wochen drastische Trainingseffekte festgestellt. Man sollte sich in der Zukunft mit dem Gedanken vertraut machen, dass in Verbindung mit einer Versorgung Wert darauf gelegt werden sollte, dass der Patient das auch bewusst trainiert.

H. Lohrer: Ich denke, das eine ohne das andere ist nicht komplett und nicht sinnvoll, wenn es um die Therapie geht. Die Verflechtung wird enger werden. Das sieht man auch an den Orthopädienschuhmachern, die in die Propriozeption hineingehen. Die haben alle Kooperationen mit Krankengymnasten.

Es gibt Absätze, die besagen, dass man mit Einlagen nicht nur auf den Fuß oder das Gangbild Einfluss nimmt, sondern auch andere Probleme am Bewegungsapparat damit therapieren kann, zum Beispiel an der Halswirbelsäule.

H. Lohrer: Es ist alles denkbar. Wenn es so ist, wie wir es zur Zeit diskutieren, dass muskuläre Funktionen durch Einlagen verändert werden, dann hört das natürlich nicht am Knie auf. Das sind Bewegungsketten und Bewegungsschlingen, die gehen durch bis oben. Wir werden natürlich jetzt nicht zunächst am Hals messen oder noch weiter oben. Als man mit der Videolanalyse angefangen hat, wurde zu Beginn auch nur der Achillessehnenwinkel gemessen. Jetzt blickt man vermehrt auf die Hüftstellung, die Beckenschwingung und die Schulterrotation. Das wird auch in der Propriozeption kommen. Aber eins nach dem anderen.

Wir haben über propriozeptive Stimulation zur Verletzungsprophylaxe gesprochen. Ist es denkbar, dass wir irgendwann einen Mikrocomputer in der Orthese oder der Bandage haben, der die Muskeln bei Verletzungsgefahr stimuliert, um das Gelenk rechtzeitig zu stabilisieren?

A. Gollhofer: Man ist heute relativ weit in der funktionellen Stabilisierung der Muskulatur bei Neuroprothesen, zum Beispiel bei einer Querschnittslähmung. Heute hat man die Möglichkeit, ganz intelligent die Unterschenkelmuskulatur oder die Oberschenkelmuskulatur mit Mikrocomputern anzusteuern. Der Mensch kann dann zumindest einmal aufstehen oder

langsame Schritte gehen. So was wäre natürlich in diesem Sinne möglich.

Aber wenn man von außen in das Gangbild beim gesunden Menschen hinein Elektrostimulationen setzt, gibt es fatale Wechselwirkungen, die sehr überraschend sein können. Über die Wechselwirkungen von Elektrostimulation und Bewegungsmuster bei Gesunden haben wir sehr wenig Information. Untersuchungen haben gezeigt, dass sich das Bewegungsverhalten schlagartig ändert wenn sie in ihr Gangbild eine „zusätzliche Stimulanz reingefeuert“ bekommen.

Wenn sie auf der Straße gehen und sie rutschen auf einer Bananenschale aus, dann bekommen sie auch ein komplett anderes Muster, weil sich das Gangbild schlagartig ändern muss. Es ist unerheblich ob es ein mechanischer Reiz oder ein von außen eingebrachter Elektrostimulationsreiz ist. Sie unterbrechen ihr Muster, und suchen zunächst einmal nur Sicherheit, Standstabilität. Sie müssen dafür sorgen, dass sie nicht auf die Nase fallen, indem sie entweder das Bein recht schnell nach vorne bringen oder schnell nach hinten abstützen, je nachdem in welcher Phase des Gangzyklus sie sich befinden. Aber man kann diese futuristische Darstellung sicher angehen. In milder Weise eingebracht wäre eine positive Stimulanz des Bewegungsmusters eine reizvolle Hypothese.

Interview: Wolfgang Best

„Podopostural und Propriozeptiv“

Podo-ätiologische Therapiesohlen nennt die Physiotherapeutin Lydia Aich ihre Hilfsmittel. Sie basieren auf der Idee, dass durch Druckveränderungen an der Fußsohle Einfluss auf die Propriozeption von Muskelketten ausgeübt wird, wodurch die gesamte Körperstatik und Kinetik des Menschen beeinflusst werden kann.

[Dieser Ansatz hat seinen Ursprung einerseits in der in den Niederlanden bekannten „Podoposturalen Therapie“, der dort praktizierten Podo-logie – nicht zu verwechseln mit der bei uns bekannten Fußpflege – und der Theorie des französischen Neurologen Jean-René Bourdiol.

Der ursprüngliche Gedanke sei gewesen, so Lydia Aich, durch eine Plantar-Orthese übermäßige Hornhaut und die Hühneraugenbildung durch Beeinflussung der Druckverhältnisse zu behandeln.

Bourdiol habe erkannt, dass man durch Druckveränderungen an der Fußsohle auch die Körperstatik und die Kinetik des Menschen beeinflussen kann.

Lydia Aich ist Masseurin und Sportphysiotherapeutin. Sie absolvierte eine dreijährige Basisausbildung, eine Kombination aus Befunderhebung und Therapie nach Cyriax, Osteopathie, funktionelle Sporttherapie und Grundzüge der Homöopathie, geleitet von dem belgischen Osteopathen Willi Hostens und dem belgischen Physiotherapeuten Jaques Caluwé.

Zusätzlich machte sie eine weitere Ausbildung zur Herstellung der Therapiesohlen.

Theorie in Kürze

Den theoretischen Hintergrund ihrer Arbeit beschreibt Lydia Aich wie folgt: „Das Cerebellum (Kleinhirn) ist an der nervösen Kontrolle von Haltung und Bewegung entscheidend beteiligt. Es ist nebeneordnetes Kontrollorgan für die gesamte Körpermotorik. Von hier werden alle peripheren motorischen Vorgänge – sowohl statisch als auch dynamisch – koordiniert. Wichtig ist anzumerken, dass das Cerebellum niemals direkt in die Sensomotorik eingreift, sondern sich stets differenzierter Funktionskreise bedient. So enden die efferenten Bahnen des Cerebellums im Ncl. ruber, Formatio reticularis, Thalamus, in den Vestibulariskernen oder in der Olive. Die Schaltkreise der Kleinhirnrinde sind durch Rückkopplungsmechanismen sehr kompliziert. Fasern aus der Formatio reticularis und Fasern aus dem Tractus vestibulospinalis aktivieren die Extensoren und hemmen die Flexoren. Dieses System hat eine besondere Bedeutung für die Körperhaltung und das Gleichgewicht im Kampf gegen die Schwerkraft.

Bei der willkürlichen Bewegung einer Extremität werden gleichzeitig Muskelgruppen an anderen Extremitäten und am Rumpf innerviert, um bei den veränderten statischen Bedingungen, Gleichgewicht und Körperhaltung aufrecht zu halten und die Bewegung koordiniert ablaufen zu lassen. Diese begleitenden Muskelreaktionen, die oft nur in

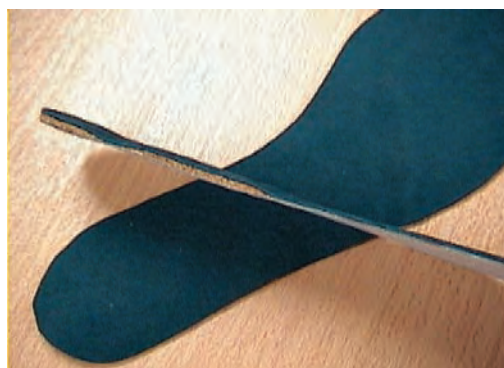
einer vermehrten Spannung oder Entspannung von Muskelgruppen bestehen, werden nicht willkürlich ausgeführt und nicht bewusst empfunden. Ohne sie ist jedoch eine geordnete Bewegung nicht möglich. Alle mechanisch ablaufenden Bewegungen und eingeübte Bewegungsabläufe stehen unter der Kontrolle des extrapyramidalen Systems, das selbstständig und unbewusst alle willkürlichen Bewegungen unterstützt. Neue Bewegungsabläufe werden über die pyramidale Basis einstudiert und nach Anpassung der Bewegungsmechanismen vom extrapyramidalen System übernommen.

Das vestibuläre System hat einen primären Einfluss auf diese Abläufe, Rezeptoren einen sekundären. Man arbeitet in der podo-ätiologischen Therapie auch nur mit Stimulationsteilen von sehr geringer Höhe (0,1 – max. 0,4 cm) um die Muskulatur zu aktivieren oder zu hemmen.“

Beinlängendifferenzen

Wichtig ist Lydia Aich, nicht nur symptomatisch, sondern ursächlich zu arbeiten. Funktionsstörungen des Bewegungsapparates, welcher einzelnen Struktur auch immer, hätten zwangsläufig Störungen des Gesamtsystems, des Haltungs- und des Bewegungsapparates zur Folge. Kompensationsmöglichkeiten bestünden im Bereich der Wirbelsäule in wesentlich größerem Ausmaß als beispielsweise an den unteren Extremitäten. Hier entstünden, allem voran an der Hals- und Lendenwirbelsäule, sehr frühzeitige muskuläre Dysbalancen die im Gegensatz zu den peripheren Gelenken meist nicht sofort auffallen. Sie seien jedoch geeignet, muskuläre Dysbalancen zu verstärken und arthromuskuläre Dysbalancen zu unterhalten. Eine Beseitigung der Dysbalance habe meistens eine Beschwerdefreiheit zur Folge.

Nach Schätzungen der WHO hätten ca. 70 Prozent der Menschen in den Industrieländern eine funktionelle Beinlängendifferenz aufgrund einer ISG-Verschiebung. Wie viele davon im Laufe ihres Lebens dadurch wirklich Probleme bekommen, sei unbekannt. Differenzial-



1 + 2 Die Stimulationselemente der Therapiesohlen weisen nur eine geringe Höhe auf.

diagnostisch gebe es die Möglichkeit, röntgenologisch die Summe der Länge des Femur und der Tibia unter Berücksichtigung des Kniegelenkspalts und unter Ausschluss des Oberschenkelhalswinkels im Seitenvergleich zu ermitteln, um einen tatsächlichen anatomischen Beinlängenunterschied nachzuweisen.

Die Meinung über Längenmessungen seien sehr unterschiedlich. Die Referenzpunkte der verschiedenen Methoden lägen an unterschiedlichen Stellen z.B. Spina iliaca sup.ant. oder Nabel oder Trochanter major, Malleolus int. oder ext. usw. Hierbei handele es sich um die Ermittlung der funktionellen Differenz. Ein Beinlängenausgleich durch Brettchen werde versagen, wenn es sich um eine Add- oder Abduktionskontraktur der Hüftgelenke oder seltener vorkommende Fehlstellungen zwischen LWS und Becken im lumbosakralen Übergang handelt, ebenso bei einer Innenrotationseinschränkung eines Hüftgelenks. Bei der Adduktionskontraktur einer Hüfte sei der Beckenschiefstand auf der Seite fixiert, das Bein scheinbar kürzer. Es könne im Stehen nicht ausgeglichen werden, da die Ursache der Verkürzung eine Kontraktur ist – also funktionell. Durch einen Beinausgleich würde der Beckenschiefstand nur fixiert! Bei einer Abduktionskontraktur erscheine das betroffene Bein länger, die Gegenseite sei scheinbar verkürzt.

Lydia Aich sieht ihre Arbeit nicht isoliert, sondern eingebunden in eine Zusammenarbeit mit den unterschiedlichen Fachrichtungen wie zum Beispiel Orthopädieschuhmachern, Physiotherapeuten, Heilpraktikern sowie Orthopäden und Allgemeinärzten bis hin zu Zahn- und Augenärzten. Das Ziel müsse immer die effektive und qualifizierte Versorgung des Patienten sein. Durch die vergangenen Gesundheitsreformen sei man als Patient mit steigenden Zuzahlungen in verschiedenen Bereichen gefordert. Das bedeute auch, dass immer mehr auf die erbrachte Leistung geachtet wird, was auch aus Sicht der Qualitätssicherung sehr positiv zu bewerten sei. Hier sei die große Chance für den qualifizierten Leistungserbringer, an der zukünftigen Entwicklung in der modernen Gesundheitsversorgung aktiv mitzuwirken.] be

Quelle: Informationsmaterial der Firma PrioCare, Regensburg.

Den Kindern die Freiheit lassen, Bewegungen neu zu lernen

Können sensomotorische Einlagen tatsächlich den Bewegungsablauf beeinflussen und nachhaltig verändern? Ja, sagen Dr. Peter Bernius vom Zentrum für Kinder- und Neuroorthopädie in München-Harlaching und OSM Lothar Jahrling. Sie arbeiten seit mittlerweile zehn Jahren in der Einlagenversorgung zusammen und konnten den Therapieverlauf ihrer Patienten über viele Jahre beobachten. Im Interview berichten sie von ihren Erfahrungen mit der Versorgung und erläutern ihre Herangehensweise in der Therapie.

Herr Dr. Bernius, Herr Jahrling, als Sie vor zehn Jahren Ihre Zusammenarbeit begannen, waren sensomotorische Einlagen auch unter Fachleuten noch wenig verbreitet. Bei den Patienten war diese Art der Versorgung wahrscheinlich weitgehend unbekannt. Wie war denn die Reaktion der Eltern, wenn Sie ihnen erklärt haben, dass sie bei Ihnen „andere“ Einlagen bekommen?

Bernius: Das war natürlich neu für die Eltern. Und viele Eltern waren dann in einem Zwiespalt, denn Sie bekamen von anderen Ärzten teilweise gesagt: Bloß keine Einlagen, dann wird der Fuß schlechter! Damit waren aber herkömmliche, steife Einlagen gemeint.

Wir haben Ihnen dann immer ausführlich erklärt, dass der Fuß seine Stabilität nicht durch die Knochen, sondern durch die Muskeln bekommt und man die Muskeln trainieren muss, damit sie den Fuß besser halten. Das kann man auch als Laie gut nachvollziehen und wurde von den Eltern auch verstanden und akzeptiert.

Jahrling: So bin ich ja auf die Idee der sensomotorischen Einlagen gekommen. Die Physiotherapeuten, mit denen ich zu Beginn meiner Selbstständigkeit zusammenarbeitete, haben mir damals gesagt: Wenn ihr Einlagen baut, werden die Bewegungen der Kinder schlechter, als wenn sie keine Einlagen bekommen. Das war der Grund, warum ich darüber nachdachte, wie eine Therapieeinlage die therapeutische Maßnahme eines Physiotherapeuten unterstützen könnte.

Wie ist heute die Reaktion der Eltern auf die Einlagen?

Bernius: Heute wird nach der Einlage teilweise schon gezielt gefragt. Die Eltern kennen nicht immer das Wort dafür. Aber zu uns kommen viele Pati-

durch die Aufarbeitung der Patienten- und Versorgungsdaten die positive Wirkung der Einlagen zeigen (s. Literaturhinweise).

Wir verwenden die Einlagen aber eigentlich bei allen Fußproblemen, auch beim angeborenen Klumpfuß oder beim Ballenhohlfuß. Auch ein Klumpfuß hat ein Problem mit der Bewegungssteuerung. Die Klumpfüße werden bei uns nach Ponseti behandelt und sie bekommen auch die Schiene. Wenn die Kinder dann längere Zeit stehen und anfangen, läuferisch die Welt zu erkunden, bekommen sie von uns sensomotorische Einlagen. Auch bei Kindern mit Spina bifida kommen sie zum Einsatz, wenn das Lähmungsniveau sehr niedrig ist. Selbst bei Patienten mit einer Querschnittslähmung oder bei Erwachsenen mit Schädel-Hirn-Trauma gibt es Indikationen für sensomotorische Einlagen.

Bei der Behandlung der infantilen Zerebralparese kommen bei Ihnen sensomotorische Einlagen häufig postoperativ zum Einsatz, zum Beispiel nach Operationen, bei denen die zur Verkürzung neigenden Muskeln verlängert werden. Welche Bedeutung haben die sensomotorischen Einlagen in der Nachbehandlung?

Bernius: Letztlich hat die Einlage nach der Operation die Aufgabe, einem Rezidiv vorzubeugen. Die Kinder entwickeln ohne Einlagen muskuläre Dysbalancen in der Fußmuskulatur. Die zerebralparetischen Kinder, die beid-



Dr. Peter Bernius (l.) und Lothar Jahrling.

enten und sagen, sie hätten gehört, bei uns gebe es die „besseren“ Einlagen. Das ist die Mund-zu-Mund-Propaganda zwischen den Eltern.

Wo liegen die Schwerpunkte der Einlagenversorgung bei Ihnen in der Klinik?

Bernius: Wir haben zum einen die Versorgung bei infantiler Zerebralparese, zum anderen kommen die Einlagen aber auch bei anderen Fußfehlstellungen zum Einsatz. Wir versorgen zum Beispiel eine große Zahl von Kindern mit einem Knick-Senkfuß, wenn eine ausgeprägte muskuläre Schwäche oder eine Bindegewebsschwäche vorliegt, wenn Beschwerden vorhanden sind oder wenn die Fehlstellung über das Kindergartenalter hinaus trotz körperlicher Aktivität bestehen bleibt. An dieser Patientengruppe konnten wir

seitig betroffen sind, entwickeln meistens einen Knickfuß oder einen Spitz-Knickfuß, und kippen dann nach innen weg, weil sie irgendwie versuchen, mit der Ferse runterzukommen. Die Kinder mit einer Hemiparese, die Halbseiten-gelähmten, entwickeln meistens einen Spitz-Klumpfuß. Die kippen nach außen weg, wenn man sie nach der Operation nicht entsprechend versorgt.

Jahrling: Die Operationsmethoden hier an der Klinik passen natürlich ideal zu der Einlage, die eine verbesserte Koordination gerade bei neurologisch betroffenen Kindern fördert und fordert. Die Operationen zielen ja auf mehr Beweglichkeit in den Gelenken ab. Die Kinder werden so operiert, dass die Bewegungsvoraussetzung physiologischer ist als vorher. Wir stützen mit der Einlage dann nicht passiv ab, sondern fördern die neuen Bewegungsmöglichkeiten. Mit der Einlage greifen wir durch gezielten Druck auf die Propriozeptoren in den Sehnen, Muskeln und Gelenken in die Bewegungssteuerung ein, so dass sich der

Körper selbst reguliert und ein neues Bewegungsmuster etabliert wird. Voraussetzung ist natürlich, dass das Lernpotenzial dieser neurologisch betroffenen Kinder vorhanden ist und sie diese neuen Bewegungen erlernen können.

Bernius: Uns liegt es sehr am Herzen, dass die Füße beweglich sind. Deshalb machen wir auch ganz selten versteifende Operationen, im Gegensatz zu anderen kinderorthopädischen Stationen, die eher früher versteifen, weil sie nicht glauben, dass die Muskeln das irgendwann stabilisieren.

Bei infantiler Zerebralparese werden die Kinder häufig auch mit Orthesen versorgt, um Gelenke zu stabilisieren oder zu führen. Wie sehen Sie die sensomotorischen Einlagen gegenüber der Versorgung mit Orthesen?

Bernius: Die Erfahrung zeigt, dass die Versorgung mit sensomotorischen Einlagen in vielen Fällen besser funktioniert als mit Orthesen. Oft kommen die Kinder vom Kinderarzt mit der Aus-

sage, dass Orthesen benötigt werden. Und dann sagen wir den Eltern, dass wir es erst einmal mit Einlagen versuchen, bevor wir mit den Orthesen anfangen. Es gibt auch viele Patienten beziehungsweise Eltern, die sehr gerne zur Einlage wechseln, wenn das Kind vorher Orthesen hatte. Eltern und die Kinder berichten häufig, dass sie mit Einlagen leichter und damit ausdauernder laufen können.

Welche Probleme sehen Sie bei der Orthesenversorgung?

Bernius: Orthesen erlauben in der Regel eine Bewegung im oberen Sprunggelenk, aber nicht im unteren Sprunggelenk. Wenn die Orthese den Fuß umfasst, bewegt er sich nur noch im oberen Sprunggelenk und vorne in den Zehengelenken. Das gilt auch für die sogenannten sensomotorischen oder dynamischen Orthesen. Sie sind zwar weich, aber es ist trotzdem ein unphysiologisches Abrollen. Man hemmt die tiefe Fußmuskulatur, die das Knicken nach innen oder nach

außen steuert. Damit verkümmert die-
se Muskulatur.

Jahrling: Zu den Muskelgruppen, die häufig von einer spastischen Lähmung betroffen sind, gehört die dorsale Muskelkette. Hier ist der Spitzfuß markant, verursacht vom M. gastrocnemius und M. soleus. Das ist ein zweigelenkiger Muskel. Selbst wenn die Orthese den Fuß korrigiert und eine Nullstellung im Sprunggelenk herstellt, ist das Problem nicht beseitigt. Der spastisch gelähmte Muskel zieht trotzdem an den Gelenken. Die Stellung im Sprunggelenk ist dann zwar korrekt, aber die Stellung und die Funktion des Kniegelenks verschlechtern sich durch den Zug des Muskels. Zur Korrektur müsste man dann eine Orthese fertigen, die das Kniegelenk umfasst und bis zum Oberschenkel reicht. Die Folge wäre, dass die Bewegung wesentlich eingeschränkt ist – und das ist ja auch nicht der Sinn der Therapie.

Also lieber Einlagen als Orthesen?

Bernius: Wir sind nicht grundsätzlich gegen eine Orthese! Es gibt ganz klare Indikationen dafür, aber die sollte man streng stellen. Die Orthese wird von uns erst dann negativ bewertet, wenn ein Lernpotenzial der Kinder vorhanden ist, das durch die Orthese nicht ausgeschöpft oder behindert wird.

Die Frage ist für uns immer, was kann ein Kind? Kann es lernen, den Fuß zu steuern? Wir haben ja gerade bei den Zerebralpareesen manchmal ganz schwerbehinderte Kinder, die Mühe haben, ein Gelenk zu kontrollieren. Dann kümmern wir uns vielleicht erst um das Knie und die Hüfte und den Fuß „packen“ wir erst einmal ein.

Ansonsten versuchen wir, in der Hilfsmittelversorgung sukzessive zu versteifen, wenn es mit der Einlage alleine nicht reicht. Bis wir dann vielleicht sagen müssen, es geht gar nicht ohne stabile äußere Verhältnisse, wie sie eine Orthese bietet. Aber das kommt ganz zum Schluss. Wenn man ein Gelenk ruhig stellt, hat man das Problem, dass man dabei die Muskelkette hemmt. Wenn man einen Muskel in der Kette nicht arbeiten lässt, schaltet man damit praktisch die ganze Muskelkette aus.

Jahrling: Für uns ist nicht nur die Fußstellung entscheidend. Wir fragen immer, ist dieser Mensch, der vor einem sitzt, in der Lage, neue Bewe-

gungsmuster zu etablieren? Wenn diese Frage mit Ja beantwortet wird, machen wir eine Bewegungsanalyse. Diese gibt uns die Information, welche Muskelgruppen gefördert und welche Muskelgruppen reduziert werden müssen. Und dann gibt es eine individualisierte Einlage, die immer auf die Bedürfnisse der Kinder eingestellt wird.

Wenn man unsicher ist, was das Kind lernen kann, ist es kein Versäumnis, es erst einmal mit einer Einlage zu versuchen. Wenn es nicht funktioniert, kann man immer noch fest arbeiten, sprich, den Fuß stützen. Aber es geschieht bei uns nie umgekehrt, dass man zuerst fest arbeitet. Wie Dr. Bernius sagte, ist die Gefahr groß, dass man dann die gesamte Muskelkette lahmlegt. Und das hat große Auswirkungen auf die Gelenkbeweglichkeit und das Entstehen oder Fortschreiten von Fehlstellungen.

Bernius: Es ist wichtig zu wissen, dass man mit einer Einlage einen Muskel, der lange verkürzt war, nicht verlängern kann. Dazu benötigen wir die Operation. Es gibt zwar die Meinung, dass man das auch mit einer Orthese erreichen kann, aber dann müsste man die Orthese so bauen, dass sie dem Kind wehtut. Und die Orthese müsste über Wochen und Monate getragen werden. Letztlich wäre das eine Quälerei. Bei ganz kleinen Kindern geht es manchmal, dass man für eine Woche einen Gips anlegt und der Muskel dann wieder die richtige Länge hat, weil er eben noch nicht solange zu kurz war. Aber bei großen Kindern geht das nicht mehr.

Unser Konzept ist, dass wir mit den Kindern, wenn sie noch ganz klein sind, das heißt, wenn die Sekundärprobleme noch nicht so groß geworden sind, schon mit der Einlagenversorgung beginnen. Wenn man zu lange wartet und die Kinder groß sind oder schon über viele Jahre steife Versorgungen hatten, ist das Gelenk unter Umständen so instabil geworden, dass die Einlage nicht mehr ausreicht.

Jahrling: Das ist ja auch die Verantwortung die man hat: Was ist wirklich nötig, damit sich das Kind im Rahmen seiner Möglichkeiten entwickeln kann und man nicht die Spätfolgen noch verschlechtert. Operationen lassen sich oft nicht vermeiden bei einer infantilen Zerebralparese, denn das Wachstum ist natürlich immer eine Problemzeit. Aber ein schlecht ver-

Auf Kinder spezialisiert

Die Kinder- und Neuroorthopädie der Schön-Klinik in München Harlaching ist auf die Behandlung von Erkrankungen des Bewegungsapparates bei Kindern spezialisiert. Besondere Schwerpunkte sind neuromuskuläre Erkrankungen, wie Cerebralparese, Spina bifida und Muskeldystrophie. Aber auch auf orthopädische Erkrankungen am Säuglingsfuß, an der Säuglingshüfte sowie Fuß-, Knie- und Hüfterkrankungen im Wachstum ist man in Harlaching spezialisiert. Die Behandlung erfolgt sowohl konservativ als auch durch möglichst schonende operative Methoden.

Dabei gilt immer der Grundsatz, dass angeborene Fehlstellungen oder später ausgebildete Veränderungen an Knochen, Muskeln und Gelenken möglichst schnell entdeckt und konsequent behandelt werden. Nur so könnten Schmerzen und spätere Beeinträchtigungen verhindert oder eingeschränkt werden.

(Quelle: www.schoen-kliniken.de)

sorgtes Kind muss sicher öfter operiert werden als ein gut operiertes Kind, was danach gut weiter versorgt wird, und in der eigenen Dynamik lernt, die richtige Bewegung zu etablieren.

Gibt es Abstufungen, in dem, was ein Kind erreichen kann?

Bernius: Ja, manche Kinder erlernen komplett den physiologischen Gang und andere verbessern sich im Rahmen ihrer Möglichkeiten. Spina bifida ist ein gutes Beispiel dafür. Bei dieser Erkrankung sind die Nervenbahnen im Rückenmark unterbrochen. Da sagt man normalerweise, was sollen diese Nervenbahnen hin- und herleiten? Bei tieferen Lähmungsniveaus gibt es aber klinisch Restaktivität. Die Reize, die man setzt, sollten dann extrem sein, damit ein Effekt erzielt wird. Wir haben einige Beispiele, bei denen das funktioniert hat, obwohl wir eigentlich skeptisch waren. Und dann ging es so gut, dass die Patienten gesagt haben, nie wieder Orthese, nur noch Einlage.

Sie arbeiten jetzt zehn Jahre zusammen. Wie hat sich die gemeinsame Sprechstunde im Vergleich zu den Anfangsjahren verändert?

Jahrling: Es ist routinierter heute. Ich komme noch regelmäßig alle zwei Monate ins Haus, um die Problemfälle oder die besonders schweren Fälle mit den Ärzten zu besprechen. Diese Patienten laden wir zu diesem Sprechtag ein. Ich weise auch nach wie vor neue Ärzte in die Versorgungstechnik ein. Die Einlagen selber werden heute aber von der Klinikwerkstatt hergestellt.

Bernius: Bei unseren gemeinsamen Sprechtagen geht es dann weniger um den Knick-Senkfuß als zum Beispiel um den Serpentin Fuß. Dieser Fuß ist in sich verwunden. Auch die Klumpfüße, die ja, gerade wenn die Einlagen nicht so konsequent getragen werden, leider dann doch zur Versteifung neigen, sehen wir in dieser Sprechstunde. Und dann gibt es natürlich immer wieder neurologische Sonderfälle.

Wie läuft die reguläre Sprechstunde heute ab?

Bernius: Die normale Sprechstunde läuft bei uns so ab, dass wir den Patienten sehen. Der Patient geht dann mit seiner Verordnung mit genauen Angaben für die Einlagen in die Werkstatt. Dort wird er versorgt. Nur wenn er Probleme hat, kommt er nochmals zurück.

Viele Ärzte schreiben auf das Rezept ja nur „ein paar Einlagen“. Wir beschreiben dagegen sehr genau, wie wir uns die Einlagen vorstellen. Wir sagen, wir wollen ein Paar Knickfuß-Einlagen, oder ein Paar Hohlfuß-Einlagen oder ein Paar Klumpfuß-Einlagen oder ein Paar Serpentin Fuß-Einlagen. Und wir schreiben auch dazu, ob es dazu einen neurologischen Hintergrund gibt und geben an, um wie viel Millimeter wir gerne die Zehen angehoben haben möchten und wie hoch die Spreizfuß-pelotte sein soll. Alles wird genau vorgegeben, so dass der Techniker die Einlage eigentlich nur noch bauen muss.

Jahrling: Die Palpation wird von den in der Klinik arbeitenden Ärzten hervorragend gemacht. Es gibt einen Analysebogen, auf dem die Bewegungsanalyse klar und deutlich definiert ist – vom innenrotierten Knie bis zu außenrotierten Füßen oder einer Valgusstellung der Ferse. Alle Themen,

die zur richtigen Entscheidung führen, werden schriftlich fixiert.

Wie sieht es mit der Abrechnung der Einlagen aus? Werden die Kosten dafür von den Krankenkassen übernommen?

Bernius: Die Krankenkassen argumentieren oft, dass die Wirkung der Einlagen nicht mit Studien belegt ist und übernehmen die Kosten nicht.

Jahrling: Zur Kork-Leder-Einlage gibt es auch keine ausreichenden Studien, während zur Sensomotorik in den letzten Jahren einige Studien erschienen sind – mit guten Ergebnissen. Und die klinische Erfahrung spricht eindeutig für die Wirksamkeit der Einlagen.

Hat sich die Haltung der Krankenkassen in den letzten Jahren geändert?

Bernius: Nein, nicht viel. Bei uns läuft die Abrechnung über unsere orthopädische Werkstatt im Haus. Die hat mit einigen bayerischen Krankenkassen klare Vereinbarungen.

Diese Krankenkassen haben erkannt, dass sie letztlich mit einer Einlage günstiger fahren. Doch andere Krankenkassen bezahlen die Orthese und die Operation. Aber die Einlage, die das alles verhindern kann und auch noch günstiger ist, wird nicht bezahlt.

Interview: Wolfgang Best

Literatur

1. Bernius, Peter: Sensomotorische Einlagenversorgung – was ist daran neu, was ist alt bekannt; Fuß&Sprunggelenk, 8/2010; 16-27.
2. Best, Wolfgang: Intensiv interdisziplinär; Orthopädischeschuhtechnik 10/2005, S. 28 - 31.



**Versorgung für Patienten
mit Infantiler Zerebralparese**

Propriozeption – die ersten Ansätze

Zahlreiche Veranstaltungen beschäftigen sich damit, unsere Zeitschrift hat ein Sonderheft dazu herausgegeben und das Interesse an diesem „neuen“ Ansatz steigt weiter. Die Rede ist von der Propriozeption. Es gibt einen alten Medizinerscherz, dass Neuentwicklungen in der Medizin in der Regel auf einem Mangel an Literaturkenntnis beruhen. Alles schon mal da gewesen? In der Tat reicht die Anwendung propriozeptiver Prinzipien in der Orthopädienschuhtechnik bis in die sechziger Jahre zurück. Und es lohnt sich auch heute noch, sich mit den Ansätzen von damals zu beschäftigen.

Die Entwicklung der Innenschuhversorgung für Patienten mit infantiler Zerebralparese ist vor allem mit zwei Namen verbunden: Dr. Gerhard Grosch und OSM Fredi Stumpf, der Groschs Überlegungen zur gezielten Stimulation am Fuß kongenial umgesetzt hatte.

Wie so oft in der Medizin war eine unbefriedigende Versorgungstechnik Ausgangspunkt für die Neuentwicklung. Hier war es die Erkenntnis, dass „eine Maßeinlage keinen korrigierenden Einfluss auf pathologische Fußstellungen bei Patienten mit IZP bringt“ (1).

Dies führte zur Innenschuhversorgung, die in der Orthopädie schon länger bekannt war und vorwiegend bei Beinverkürzungen, schlaffen Lähmungen und Fußamputationen angewandt wurde. Nachdem die ersten Innenschuhversorgungen vor allem unter dem Gesichtspunkt der Fußkorrektur und der statischen Hilfen für die Geh- und Stehfähigkeit durchgeführt wurden, führten Beobachtungen und Überlegungen dazu, dass der Innenschuh mehr als nur ein statisches Hilfsmittel sein konnte. Dr. Grosch beschrieb den Hintergrund folgendermaßen: „Der

Rumpf bzw. seine ausgedehnte Muskulatur wird weniger willkürlich als vielmehr reflektorisch gesteuert. Am natürlichsten erscheint daher dazu unser heutiges Wissen, dass die Aufrichtung des Körpers und damit des Rumpfes ihre meiste Reizung von den Beinen bzw. den Füßen erhält. Wir können davon ausgehen, dass Rezeptoren in den Gliedmaßen nur funktionieren, wenn sie den adäquaten Reiz durch Druck, Dehnung oder sonstige biomechanische Kräfte erhalten... Bei der infantilen Zerebralparese müssen wir davon ausgehen, dass durch eine gestörte Zentrale (Hirnschädigung) eine gestörte Efferenz (= Erregungen vom Hirn ausgehend) in die Erfolgsorgane wie Rumpf, Arme und Beine kommt und sich dies in der Auswirkung pathologischer Bewegungsabläufe, z. B. tonischer Reflexe, dokumentiert. Daraus resultieren in der Folge Fehlhaltungen, so auch Fußfehlstellungen. Die Peripherie ist gestört. Damit kommen aber auch aus der gestörten Peripherie unphysiologische Rückmeldungen zur Zentrale (Afferenz). Jede Spitzfuß Tendenz bei einer IZP ist daher unbedingt zu vermeiden.“ (1)

Innenschuh beeinflusste pathologischen Prozess

Der Innenschuh sollte nun in diesen pathologischen Prozess von der Peripherie her eingreifen. Indem man versuchte, die Peripherie zu verbessern, erhoffte man sich eine verbesserte Afferenz. „Nach den heute gültigen Erkenntnissen der Neurophysiologie beantwortet das Gehirn den verbesserten Nachrichtenfluss aus der Peripherie mit einer verbesserten Efferenz.“ (1) Dazu gehöre unabdingbar eine anatomisch-physiologische Fußstellung oder ihre weitgehende Annäherung an das Normale. „Wir müssen zunächst annehmen, dass die Rezeptoren in der rechtwinkligen Stellung im oberen Sprunggelenk funktionieren, weil in dieser Stellung die Rezeptoren gleichsam konstant und langdauernd den notwendigen physiologischen Reiz erhalten und damit eine angenähert normale Afferenz provozieren. Die weitgehend starre Fixierung des Fußes bzw. Unterschenkels ist eine Forderung, ohne die eine einwandfreie Afferenz nicht zu erhalten ist. Wir haben daher aus den neurophysiologischen Grundlagen und den pathologischen Gegebenheiten den Innenschuh als ein

wertvolles Hilfsmittel erkannt.“ (1) Folgende Kriterien waren für Grosch dabei maßgebend:

1. die Korrektur des Fußes,
2. die Hemmung der pathologischen Reflexe,
3. die Erleichterung der Körperaufrichtung und Provokation der statischen Muskelkette.

Der Versorgung mit dem Innenschuh ging meist eine Behandlung mit einem redressierenden Gipsverband voraus als Vormodellierung für eine physiologisch-anatomische Fußform und zur Erreichung des rechten Winkels im oberen Sprunggelenk.

Zum Einsatz kam der Innenschuh bei allen Formen der Infantilen Zerebralparese, wie Spastik, Dyskinesie, Ataxie sowie deren Mischformen. Die besten Voraussetzungen, so Grosch, bot der Innenschuh bei Kindern mit infantiler Zerebralparese, die durch krankengymnastische Vorbehandlung soweit sind, dass sie gerade Stehbereitschaft zeigen und eventuell versuchen, die ersten Schritte zu machen. Doch auch bei jugendlichen und erwachsenen Patienten mit IZP wurde der Innenschuh angewendet. Auch Kinder, die niemals zum Gehen und Stehen kommen, erhielten Innenschuhe, um die starke Aktivität der pathologischen beziehungsweise tonischen Reflexe zu bremsen.

Lange Entwicklungszeit war nötig

Von der ursprünglichen, nicht ausreichenden Einlagenversorgung war es

allerdings ein weiter Weg bis zum funktionell wirksamen Innenschuh. Zunächst entwickelt Fredi Stumpf spezielle orthopädische Schuhe. Sie hatten Korkbettungen in Schalenform, die mit Gießharz verstärkt wurden und waren medial und lateral verbreitert. Die Sohle wurde nach dem Prinzip der rückhebelnden Rolle gearbeitet, um durch die Dehnung der Wadenmuskulatur den Spitzfuß zu bekämpfen und eine Kniestreckung zu erreichen.(2)

Bezüglich der Standsicherheit war man zwar erfolgreich, dem oft starken Spitzfußgang konnte man allerdings damit nicht beikommen, auch nicht, indem man die Bettungen an der Spitze unterbaute, um durch eine Dorsalflexion der Zehen reflektorisch das Körpergewicht mehr auf die Ferse zu verlegen. Außerdem waren die Schuhe einem starken Verschleiß ausgesetzt. Erst der Innenschuh, der den Fuß fest umfasste, brachte den gewünschten Erfolg.

Erfahrungen

1986 fasste Fredi Stumpf in einem Fachbeitrag die Erfahrungen mit dem Innenschuh zusammen. „Der Innenschuh kann keine Kontrakturen beseitigen“, so Stumpf, aber „durch das Tragen des Innenschuhes werden die Füße in korrigierter Stellung gehalten. Nach der neurophysiologischen Theorie von Dr. Grosch werden die assoziierten Reaktionen im Fußbereich gehemmt. Die Rezeptoren im oberen Sprunggelenk erhalten adäquate Reize, wodurch die

statische Muskelkette günstig beeinflusst wird.

Der Innenschuh kann in vielen Fällen das pathologische Gangmuster des Spitzfußes auflösen und damit das Einschießen der Spasmen verhindern. Wir bekommen gleichzeitig eine verbesserte Afferenz, d. h. gute Rückmeldungen von der Peripherie zum Gehirn ... Beobachtungen über viele Jahre haben gezeigt, dass durch die Verbesserung der Statik mit dem Innenschuh auch Fernwirkungen erzielt werden. Kompensationsbewegungen im Bereich der oberen Extremität sowie assoziierte Bewegungen, insbesondere des hemiplegischen Armes, können deutlich gemindert werden“. (3)

Bei dem sehr differenzierten Krankheitsbild der Infantilen Zerebralparese seien bei der Innenschuhversorgung 9 Punkte zu beachten.

1. Rechtwinklige Stellung von Fuß und Bein;
2. Abstützung unter dem Sustentaculum tali;
3. Lateraler Druck gegen das Fersenbein;
4. Laterale seitliche Führung bis über die 5. Zehe;
5. Medialer halbelastischer Druck gegen das Navikulare und gegen den inneren Knöchel;
6. Verstärkung des Bodendrucks unter Ballen und Großzehe durch eine Stützleiste aus Ortholen;
7. Versteifung der Sohlen bis über die Zehengrundgelenke hinaus zur Fixierung des Fußes in rechtwinkliger



Beispiel eines Innenschuhes mit Schnürung.

- Stellung des Unterschenkels und zur Ausschaltung des Fußgreifreflexes;
8. Bei Bedarf Korrekturschlaufe für die 1. Zehe;
 9. Polsterfenster für druckgefährdete Zonen.

Die Innenschuhe sollten weitgehend der physiologischen Fußform entsprechend gearbeitet werden. Die Höhe reichte bei allen Formen der Zerebralparese mindestens bis zur halben Wade, meistens jedoch bis zu den Wadenbeinköpfchen hoch. Damit sollten die Schnürfurchen in der Wade und die Rekurvation in den Knien verhindert und zum anderen die Stabilität erhöht werden.

Der Innenschuh wurde aus schweißfestem Leder gearbeitet. Auf der dorsalen Seite wurde eine Ortholenschiene aufgeklebt. Die ganze Rückfußpartie sowie die Unterseite wurde in Schalenform mit glasfaserverstärktem Gießharz laminat teils fest, an bestimmten Punkten halbelastisch versteift.

Einen wesentlichen Teil für den Erfolg der Innenschuhversorgung stellten die passenden Konfektionsschuhe dar. Die orthopädische Zurichtung dieser Schuhe musste mit besonderer Sorgfalt erfolgen. Sie wurden mit einem neuen, stark verbreitertem Unterboden mit Keilabsätzen versehen.

Innenschuh unterstützt Physiotherapie

Die Entwicklung des Innenschuhs für Patienten mit infantiler Zerebralparese ist auch ein Beispiel für eine erfolgreiche interdisziplinäre Zusammenarbeit

zwischen Medizin, Orthopädieschuhtechnik und Physiotherapie. Der Innenschuh entwickelte sich schnell zu einem unterstützenden Mittel in der krankengymnastischen Therapie. „Bei Stand, Einbeinstand und Gangübungen bot sich der Innenschuh als reflexhemmendes Hilfsmittel an. Durch die Fixierung des oberen Sprunggelenkes im rechten Winkel wird die Belastung der ganzen Fußsohle ermöglicht. Folglich fällt der Belastungsdruck auf die Fußballen weg. Fußgreifreflex und positive Stützreaktion, die mit vermehrter Streckspastik über den ganzen Körper einhergehen können, werden verhindert. Durch den Innenschuh wird die Ausgangsstellung korrigiert, die Rezeptoren im Fußbereich erhalten adäquate Reize, und somit wird ein Teil der statischen Muskelschlinge im Stand unterstützt. Die Sohlenverbreiterung der Konfektionsschuhe trägt weiter zur Verbesserung der Statik bei.“

Längere Beobachtungen bei innenschuhversorgten Kindern zeigten eine verbesserte Haltungsbewahrung des Rumpfes und die Auflösung assoziierter Reaktionen. Unter assoziierten Reaktionen versteht man: nicht willkürliche, sondern unbeabsichtigte Mitbewegungen einer oder mehrerer Extremitäten.“ (4)

Durch die Ausschaltung der genannten pathologischen Faktoren konnte sich die Krankengymnastin auf die Anbahnung des physiologischen Gangmusters mit Rumpfrotation, Außenrotation der Beine, Belastung der ganzen Fußsohle und auf Erarbeitung

der Gleichgewichtsreaktionen konzentrieren.

Große Resonanz bei Ärzten

Für seine Pionierarbeit wurde Fredi Stumpf 1976 mit dem Jahrespreis für Orthopädieschuhtechnik ausgezeichnet. Er erhielt Einladungen zu zahlreichen Kongressen, unter anderem nach Amerika zum ISPO-Weltkongress und zum Orthopädenkongress nach Baden-Baden. Auch in die Fachliteratur fand der Innenschuh Eingang. So wird er sowohl im Rabl/Nyga, Orthopädie des Fußes, als auch in Prof. Harald Thoms Buch über die Infantilen Zerebralpareesen und dem Buch „Die orthopädie-technische Versorgung des Fußes“ von Baumgartner/Stinus beschrieben. Stumpf selbst stellte seine Innenschuh-

versorgung in Ärztezeitschriften wie der „Orthopädischen Praxis“ und „Der Orthopäde“ vor.

Auch nach 25 Jahren wird der Innenschuh noch mit Erfolg eingesetzt. Die Wirksamkeit und die Leichtigkeit der Versorgung seien auch weiterhin entscheidend für die Akzeptanz der Versorgung bei Kindern, Eltern und Physiotherapeuten, sagt Fredi Stumpf. Natürlich gab es Weiterentwicklungen, so werden die Innenschuhe heute mit herausnehmbarer Fußbettung gefertigt. Damit können Korrekturen unter dem Sustentaculum tali, dem Cuboid und im Zehenbereich eingebracht werden. Auch werden heute leichtere Materialien wie Polypropylen eingesetzt und die Innenschuhe werden mit farbigem Bezugsleder angeboten.] be

Literatur:

- 1 Dr. Gerhard Grosch: Die Innenschuhversorgung aus ärztlicher Sicht, in: Versorgung für Patienten mit infantiler Zerebralparese, Sonderdruck der Orthopädieschuhtechnik März 1978, S. 14 – 16.
- 2 Fredi Stumpf: Innenschuhversorgung für Patienten mit infantiler Zerebralparese, in: Versorgung für Patienten mit infantiler Zerebralparese, Sonderdruck der Orthopädieschuhtechnik März 1978, S. 24 – 32.
- 3 Fredi Stumpf: Innenschuhversorgung für Patienten mit infantiler Zerebralparese, in: Orthopädische Praxis 9/86, S. 715 – 722.
- 4 Gisela Ludwig: Der Innenschuh aus krankengymnastischer Sicht, in: Versorgung für Patienten mit infantiler Zerebralparese, Sonderdruck der Orthopädieschuhtechnik März 1978, S. 17 – 18.

Zur Wirksamkeit sogenannter neuroreflektorischer Einlagen und Fußorthesen

L. Döderlein*, D. Metaxiotis*, A. Siebel*: *Tonusregulierende Einlagen beziehungsweise Fußorthesen haben in den letzten Jahren einen breiten Einzug in die Therapie der infantilen Zerebralparese, aber auch anderer Funktionsstörungen des Kindes gehalten [3; 5; 6; 7; 9]. Die Euphorie, mit der diese „neue“ Technik aufgenommen wurde, lässt sich sowohl durch ein gesteigertes Interesse an der Behandlung von Bewegungsstörungen, vielleicht aber auch durch die Unzufriedenheit der Therapeuten mit den bisherigen orthopädietechnischen Behandlungsmöglichkeiten erklären.*



1 Typische Pelotten an einer tonushemmenden Fußeinlage.



2 Typischer Aufbau der Orthese mit herausnehmbarer Fußplatte.

Die Flut von Verordnungen, mit denen die Kostenträger derzeit konfrontiert werden, darf jedoch nicht darüber hinwegtäuschen, dass es bisher kaum wissenschaftlich begründete Untersuchungen gibt, die eine Überlegenheit dieser neuen Orthesentechnik über konventionelle bisher geübte Verfahren beweisen [2; 11]. Dies erscheint umso verwunderlicher, als es sich bei diesen Hilfsmitteln um relativ teure Orthesen handelt. Wenn man bedenkt, dass bei Kindern wegen des Wachstums mindestens einmal jährlich Neuversorgungen notwendig werden, so drängt sich dem Behandler die Frage nach der exakten Indikationsstellung für deren Verordnung, aber auch nach der Wirksamkeit auf.

Ziel dieser Arbeit soll es sein, die bisher vorliegende Literatur zu sichten, eigene Erfahrungen mit der Methode aufzuzeigen und eine kritische Stellungnahme abzugeben.

Fragestellungen

Da es sowohl in der eigenen Sprechstunde für Zerebralparesen als auch in zahlreichen Gesprächen mit Kollegen und mit Ärzten des Medizinischen Dienstes der Krankenkassen keine genau definierten Indikationsbereiche für diese Hilfsmittel gibt, sollen diese, wenn möglich, eingegrenzt werden. Eine weitere Kernfrage ist die funktionelle Wirksamkeit insbesondere gegenüber vergleichbaren bisher genutzten Orthesen. Weitere Fragen sind die Grenzbereiche der Indikation beziehungsweise Kontraindikationen dieser Methode.

Entwicklung der Technik, Material und Methodik

Die Technik der tonusregulierenden, dynamischen Fußorthese beziehungsweise Knöchel-Fußorthese (DAFO) wurde von der Gipsbehandlung spastisch tonischer Füße abgeleitet [4; 7; 12].

Seit ca. 30 Jahren werden Unterschenkelgipse zur Prophylaxe struktureller Muskelverkürzungen und zur funktionsverbessernden Tonusregulation der Füße und sekundär auch der Beingenlenkkette eingesetzt. Ihre Wirksamkeit konnte in mehreren Arbeiten belegt werden [4; 12].

Nancy Hylton, eine Krankengymnastin aus Seattle, Washington, berichtete, dass sie durch eine Unterschenkelgipsbehandlung bei spastischer Diparese eine deutliche Verbesserung der Aufrichtung, aber auch der Gesamtmotivation beobachtet habe. Da nach Abnahme der Gipse ein rascher Rückfall ins alte Muster beobachtet wurde, entschloss man sich zunächst, geschaltete Schienen anzulegen [7].

Nancy Hylton fasste die Resultate durch eine tonusmindernde Gipsbehandlung folgendermaßen zusammen [7]:

- Verminderung assoziierter Reaktionen,
- allgemeine Tonusminderung sowohl der Beine als auch des Rumpfes und der Arme,
- größere Bewegungsfreiheit der Kinder insbesondere in aufrechten Positionen,
- Verminderung der Angst, größeres Selbstvertrauen

Duncan und Mott berichteten 1983 über deutliche funktionelle Verbesserungen durch die tonusmindernde Unterschenkelgipsbehandlung. Sie versuchten als Erklärung hierfür neurophysiologische Phänomene zu geben. Fußreflexe, die beim Säugling bestehen, können unter pathologischer Entwicklung zu hypertonen reflexinduzierten Fußdeformierungen führen, die

*Stiftung orthopädische Universitätsklinik Heidelberg, Abteilung II, Direktor: Prof. Dr. H.J. Gerner

auch die proximale Muskulatur mit einbezieht. Ausgehend von den Unterschenkelgipsen entwickelte Hylton [7] ab Mitte der 70er Jahre kurze knöchelumgreifende Gehgipse. Ihr Ziel war es, bei Erhaltung der Bewegungen im oberen Sprunggelenk die Stabilität des Rückfußes zu sichern.

Aus der tonusmindernden Gipsbehandlung haben sich Ende der 70er Jahre die Fußorthesenkonstruktionen entwickelt. Diese reichten zunächst bis über die Knöchelregion (Ankle Foot Orthoses = AFO), ab Mitte der 80er Jahre wurden auch bei entsprechender Voraussetzung seitens der Patienten mit vorhandener willkürlicher muskulärer Stabilisierung des oberen Sprunggelenkes flachere Orthesen (Foot Orthoses = FO) eingesetzt, die unseren herkömmlichen Einlagen gleichen (Abb. 1). Die Ausrichtung und Stabilität des unteren Sprunggelenkes für den Gangablauf wurde von Hylton als entscheidend für die Funktion der gesamten Beingelenkette angesehen. Die Orthesenversorgung sollte eine Mittelstellung des Gelenkes erhalten, von der aus die beiden Funktionen Pronation = Dämpfung und Supination = Stabilisierung wieder leichter erreicht werden konnten („Midline Stability or Control“). Durch externe Unterstützung dynamischer Gewölbe postuliert Hylton eine allgemeine Funktionsverbesserung: „When dynamic arches are securely supported, the biomechanics of foot position and function change dramatically.“ [7]

Als Indikationen wurden von N. Hylton selbst spastische Spitzfüße bei infantiler Zerebralparese oder nach Apoplexie oder Schädelhirntrauma angegeben. Auch Patienten ohne potentielle Gehfähigkeit sollen von dieser Methode profitieren. Interessanterweise empfiehlt Hylton bei Hackenfüßen als Folge überkorrigierter Achillessehnenverlängerung oder nach Wadenmuskelausfall bei tieflumbaler Spina Bifida ebenfalls flache Orthesen [7]. Als Indikationsbereiche werden in der verfügbaren Literatur folgende Angaben gemacht [7; 13; 14]:

Knöchelübergreifende Fußorthese (DAFO) (Abb. 2): spastische Pronations- oder Supinationsmuster; verzögerte motorische Entwicklung mit niedrigem Muskeltonus; im unteren Sprunggelenk instabile Füße mit ausreichender Willkürkontrolle des oberen Sprunggelen-

kes; stärkere Aktivitäten am Boden mit der Erfordernis freier Sprunggelenkbeweglichkeit; gehfähige Patienten mit hypotonen oder hypertonen cerebralen Bewegungsstörungen mit reponierbarer Fußfehlform; nicht gehfähige Patienten (ohne näher bezeichnete Fußprobleme), kongenitale Klumpfüße auch als postoperative Versorgung; hypotone Bewegungsstörungen anderer Ursache und Myopathien zur Vermeidung von Fußfehlformen und zur Verbesserung des posturalen Musters.

Mäßiggradige dynamische Fußorthese (tonusregulierende Einlagen): nur bei Patienten mit milden oder ohne neurologische Störungen, instabilen unteren Sprunggelenken ohne neurologische Ursachen, schlechter Propriozeption.

Minimal fixierende Fußorthese (Hot-dogs): Patienten mit verzögerter aber beginnender willkürlicher Fußkontrolle; Patienten mit schlechter sensorischer Integration; als Einlage bei Orthesenversorgung der schlechteren Gegenseite; bei normalen Kindern, die Fußunterstützung benötigen; bei juveniler rheumatoider Arthritis.

Das Material besteht aus dünnem Polypropylen, das mit Plastazotepolstern beklebt ist. Klettverschlüsse sorgen für einen sicheren Sitz der Orthese.

Schlüssel für eine korrekte Einstellung des Fußes ist die Zurichtung der Fußplatte mit speziellen Pelotten und Vertiefungen. Durch empirische Veränderungen der Fußbettung verfeinerte Hylton die Zurichtungen weiter bis zum derzeitigen aktuellen Stand, der in speziellen Kursen gelehrt wird. Hierbei wird empfohlen, dass die Krankengymnastin und der Orthesenbauer zusammen bei der Abgussanfertigung arbeiten [13; 14].

Die typischen Charakteristika der Fußplatte der Orthesen werden wie folgt dargestellt [7; 13; 14]:

- passive Führung aller Fußgewölbe,
- Vertiefung für den Calcaneus,
- retrokapitale Metatarsalepelotte,
- laterale peroneale Pelotte,
- mediale Unterstützung des Längsgewölbes,
- Vertiefung für das Metatarsale I Köpfchen (Vorfußpronation),
- VorfußEinstellung in Varus oder Valgusposition,



3 Gute Reflexhemmung einer Fußorthese bei persistierendem Zehengreifreflex (6-jähriger Patient mit spastischer Tetraparese).

- Unterstützung der Zehen distal der MTP-Gelenke, (Zehenbänkchen),
- Malleolenpolster,
- Achillessehnenunterstützung,
- Großzehenzügel.

Bei der Besprechung dynamischer Fußorthesen darf eine Aufstellung der Arten verschiedener Unterschenkelorthesen und ihrer Indikationsbereiche nicht fehlen [1; 8]. Dies erscheint wichtig, um die Möglichkeiten und Grenzen der reflexhemmenden Orthesenversorgung besser abschätzen zu können.

Konventionelle Unterschenkelorthesenversorgung:

Prinzipiell lassen sich Orthesen mit und ohne Gelenk unterscheiden.

Orthesentyp und Indikation:

Starre Unterschenkelorthese mit blockierter Plantar- und Dorsalflexion: Instabilität im oberen Sprunggelenk und unteren Sprunggelenk; schwere Deformitäten; starke Spastik.

Unterschenkelorthese mit Gelenk und blockierter Plantarflexion:

Passiv ausgleichbarer spastischer Spitzfuß, Recurvatum des Kniegelenkes.



4 a + b Beim spastischen Klumpfuß ist die Korrekturwirkung zu gering.

- keine Nachpassbarkeit,
- Preis,
- kaum Kontrolle proximaler Gelenke (da keine Stabilität im oberen Sprunggelenk) (Abb. 4 a + b).

Eigene Untersuchung

Im eigenen Patientengut konnten 13 Kinder (2 w, 11 m) mit spastischer Diparese im Alter zwischen 2 Jahren 10 Monaten und 14 Jahren und 10 Monaten mittels instrumenteller dreidimensionaler Ganganalyse untersucht werden. Die Indikation für die Orthesenversorgung war in allen Fällen eine tonische Spitzfuß- oder Spitzknickfußstellung. Zwei von 13 Kindern waren orthopädisch voroperiert worden, wobei die Operationen länger als 1 Jahr zurücklagen. 6/13 Kindern waren frei, 2/13 mit Unterarmstützen, 1/13 mit 4-Punktstützen und 4/13 mit Rollator gehfähig. Untersucht wurden mit instrumenteller 3-dimensionaler Ganganalyse die Kinematik von oberem Sprunggelenk, Kniegelenk und Hüftgelenk sowohl barfuß als auch mit Nancy Hylton Orthesen und Schuhen. Ein Vergleich zum Gangbild nur mit Schuhen wurde nicht vorgenommen. Zusätzlich wurden die Raum-Zeit-Parameter bestimmt (Schrittlänge, Doppelschrittlänge, Schrittdauer, Geschwindigkeit).

Ergebnisse

Die Ergebnisse waren ausgesprochen unterschiedlich. Von den Raum-Zeitparametern waren 8/13 mit Schuhen und Orthesen verbessert, 4/13 unverändert und 1/13 schlechter. Die Kinematikwerte am oberen Sprunggelenk zeigten bei 11/26 Füßen eine Verbesserung mit Schuhen und Orthesen, bei 9/26 waren die Werte unverändert und bei 6/26 schlechter. Im Bereich der Kniegelenke zeigte sich bei 9/26 eine Verbesserung, bei 15/26 war das Bewegungsausmaß unverändert und bei 2/26 schlechter. Am Hüftgelenk zeigte sich in 3/26 Fällen eine Verbesserung, bei den übrigen Hüftgelenken (23/26) konnte keine Veränderung festgestellt werden (Abb. 5 und 6).

Diskussion

Die eigenen Ergebnisse sind mit gewissen Vorbehalten zu werten. Da die Kinder nur barfuß sowie mit Nancy Hylton Orthesen und Schuhen gemessen wurden, kann nicht beurteilt werden, ob durch die Versorgung mit konventionel-

len Orthesen nicht ein ähnliches Ergebnis erreichbar gewesen wäre. Fest steht, dass sich das Gangbild zumindest im Bereich der Füße in nahezu der Hälfte der Fälle verbesserte, bei den Raum-Zeit-Parametern sogar bei zwei Drittel der Fälle. Die Beeinflussung der Kniegelenke trat gegenüber den Sprunggelenken etwas zurück, allerdings war es mit 9/26 verbesserten Kniegelenken durchaus beachtenswert. Im Bereich der Hüftgelenke zeigten sich erwartungsgemäß kaum Auswirkungen der Orthesenversorgung.

Ob die funktionell günstigen Ergebnisse alleine durch eine Stabilisierung der Füße durch die Orthese zu erklären sind oder ob tatsächlich tonusregulierende Wirkungen eine Rolle spielen, lässt sich mit unserer Untersuchung nicht beantworten. Weshalb es bei einem Teil der Fälle (6/26 Füße) zu einer funktionellen Verschlechterung kam, ist ebenfalls nur spekulativ zu beantworten. Die Passform der Orthesen war bei allen Patienten regelrecht, so dass hier andere Faktoren wie eine eventuelle Übermüdung oder willkürliche Änderungen der Gangart genannt werden müssen.

Weitere Studienergebnisse

Die Idee einer Beeinflussung des gesteigerten Muskeltonus der unteren Extremitäten durch korrekte Einstellung des Fußes ist nicht neu [3; 5; 6; 8]. Durch tonushemmende Beeinflussung der Fußstellung lässt sich auch an den proximalen Gelenken eine Tonussenkung erreichen. Es werden spezifische Areale der Fußsohle postuliert, über die eine entsprechende Korrektur möglich sein soll [4; 7; 13]. Wenn man dieser Theorie Glauben schenkt, ist eine unabdingbare Voraussetzung für die Wirksamkeit des Prinzips der Kontakt der gesamten Fußsohle mit der Orthese während des Gangablaufes. Dieser wird aber bei den meisten Formen der spastischen Gangstörungen nicht erreicht.

Durch die Aktivierung des Streckmuskels und die beim Gehen geschwindigkeitsabhängige Muskeltonuserhöhung über den spastischen Streckreflex kommt es zu einer Spitzfußstellung mit wie ohne Orthese. Auch durch die häufig zusätzlich vorliegende Beugstellung der Hüft und Kniegelenke kann auch bei plantigrader Einstellung des Fußes kein Fersenkontakt erzielt werden. Entsprechend zeichnen sich in den

Unterschenkelorthese mit blockierter Dorsalflexion (dorsale Sperre):

Hackenfuß bei Insuffizienz der Wadenmuskulatur.

Unterschenkelorthese mit Unterstützung der Dorsalflexion (Fußheberorthese):

Fußheberparese bei passiver Ausgleichbarkeit des oberen Sprunggelenkes.

Unterschenkelorthese mit dorsaler Sperre und unterstützter Dorsalflexion:

Hackenfuß mit gleichzeitiger Fußheberparese.

Vor- und Nachteile der dynamischen Fußorthesen

Vorteile:

- gute Passform – Kaufschuhe möglich,
- Stabilisierung des unteren Sprunggelenkes,
- Zehenkontrolle (Abb. 3),
- geringe Druckstellengefahr,
- gute Akzeptanz,
- Beweglichkeit des oberen Sprunggelenkes (wenn erwünscht) möglich,
- „tonusregulierende Eigenschaften“.

Nachteile:

- Stabilität reduziert,
- kaum Kontrolle spastischer Streckmuster,

meisten Fällen die Belastungsmuster nur im Vorfußbereich ab, während die Orthesen im Fersenabschnitt unbenutzt sind (Abb.7).

Crenshaw und Mitarbeiter [2] untersuchten den Gang von 8 Kindern mit spastischer Diparese, die mit drei verschiedenen Orthesenmodifikationen ausgestattet worden waren: Einer klassischen Unterschenkelorthese mit Gelenk und plantarer Sperre, einer Unterschenkelorthese mit reflexhemmender Fußbettung und einer supramalleolären Knöchelorthese (DAFO) mit reflexhemmender Bettung. Mittels dreidimensionaler Ganganalyse wurden kinematische und kinetische Daten erhoben. Die Ergebnisse zeigten keine signifikanten Unterschiede in den gemessenen Raum-Zeit-Parametern (Schrittlänge, -frequenz und -geschwindigkeit). In den Kinematikdaten zeigten sich die Unterschenkelorthesen, die die Plantarflexion hemmten, den Knöchelorthesen deutlich überlegen.

Auch in den Kinetikuntersuchungen ergaben sich Unterschiede zwischen den sprunggelenksübergreifenden und den sprunggelenksaussparenden Orthesen. Die Stabilisierung des oberen Sprunggelenkes hatte entscheidenden Einfluss auf die Gangmechanik, der Einbau von tonusregulierenden Eigenschaften zeigte demgegenüber keine messbaren Vorteile. Zu ähnlichen Ergebnissen kam auch Radtka und Mitarbeiter.

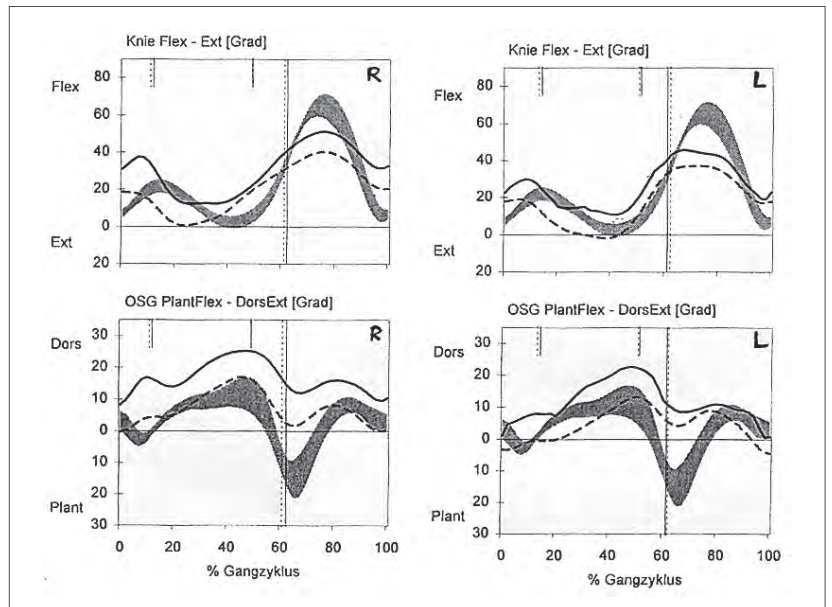
Bei allem Vertrauen in neue Technologien bleiben die Prinzipien der Versorgung mit Unterschenkelorthesen je nach klinischem Befund auch durch das Hinzufügen eventueller reflexmodulierender Eigenschaften unberührt [1; 8]. Die Arbeit von Crenshaw und Mitarbeitern, die keine messbaren Veränderungen durch die Versorgung mit dynamischen Fußorthesen im Vergleich zu herkömmlichen Orthesen nachweisen konnte, bestätigt dies. Die eigenen Untersuchungen mittels instrumenteller Ganganalyse konnten zwar eine etwas günstigere Beeinflussung des Gangablaufes mit tonusregulierenden Orthesen nachweisen, ein Vergleich mit konventionellen Orthesen wurde aber nicht durchgeführt. Prinzipiell besteht durchaus die Möglichkeit, dass tonusregulierende Orthesen auch andere Funktionen des Patienten wie die Aufrichtung und pathologischen Reflexe positiv beein-

flussen, die Stabilisierung des Fußes beim Gangablauf dürfte jedoch zumindest beim gehfähigen Patienten am wichtigsten sein.

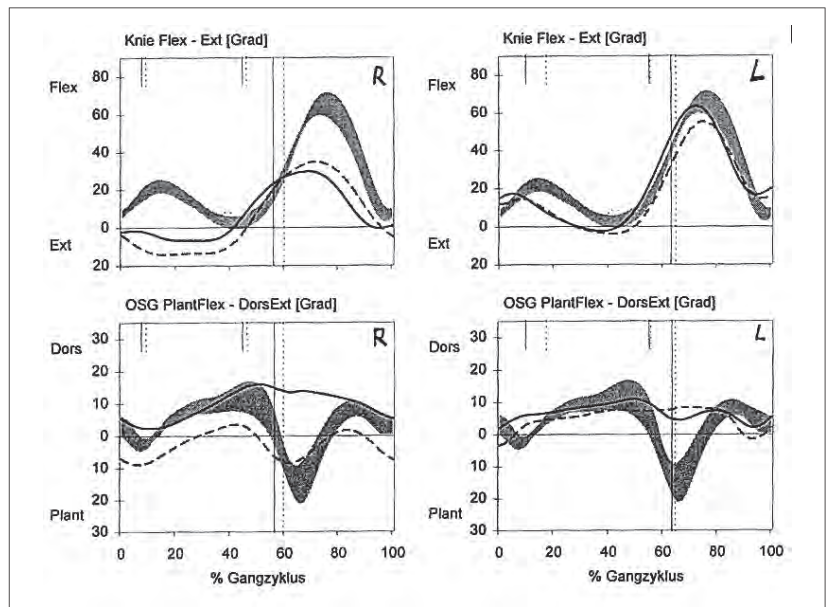
Es steht außer Frage, dass eine anatomisch korrekte Einstellung des Fußes im Schuh in vielen Fällen auch durch herkömmliche Orthesenkonstruktionen erreicht werden kann [1; 10]. Ein primär

hoher Tonus der Wadenmuskulatur muss durch Unterschenkelorthesen kontrolliert werden, die das untere und obere Sprunggelenk übergreifen [1; 8]. Gleiches gilt auch für den Hackenfuß infolge Schwäche oder Insuffizienz der Wadenmuskulatur [1; 8].

Für die Versorgung mit der knöchelübergreifenden Fußorthese eignen sich



5 Die funktionelle Verbesserung beim Gangablauf im rechten und linken Fuß gemessen mit Orthese und Schuh (—) und barfuß (----). Im Kniegelenk kommt es zu einer Vergrößerung des Bewegungsausmaßes, im oberen Sprunggelenk zu verstärkter Dorsalflexion (12jähriger Junge mit spastischer Diparese); (Grau = Normalbereiche).



6 Leichte Verbesserung mit Orthesen rechts (—) und unveränderter Befund mit (---) und ohne Orthesen links (----) bei einem 6jährigen Mädchen mit spastischer Diparese (Grau = Normalbereiche).



7 Durch ausschließliche Belastung im Vorfußbereich kann diese tonushemmende Einlage nicht wirksam sein.

nach unserer Meinung solche Füße, die im unteren Sprunggelenk instabil, passiv jedoch noch korrigierbar sind und die im oberen Sprunggelenk für die Plantar- und Dorsalflexion willkürlich kontrolliert werden können beziehungsweise für die eine Beweglichkeit im oberen Sprunggelenk erwünscht ist. Dies betrifft primär idiopathisch hypotone und spastisch hypotone Knickfüße. Ebenso können spastische Zehengreifmuster durch diese Versorgung günstig beeinflusst werden. Strukturelle Verkürzungen der sprunggelenksübergreifenden Muskulatur dürfen dabei aber nicht vorliegen. Diese Eigenschaften treffen für die Mehrzahl der spastischen hypertonen Füße sicher nicht zu [1; 8]. Die empfohlenen Indikationsbereiche der Spina bifida und Arthrogrypose sowie bei Klumpfüßen und sogar bei Myopathien müssen unbedingt kritisch hinterfragt werden. Das Dreipunkte-Korrekturprinzip, das bei allen Orthesen gilt, vermag mit der alleinigen knöchelübergreifenden Form keinen ausreichenden Korrektoreffekt auszuüben (Abb. 4) [1]. Gerade bei der Spina bifida mit tieflumbaler oder sakraler Lähmung besteht wegen der Schwäche beziehungsweise des Ausfal-

les der Wadenmuskulatur die Notwendigkeit einer Stabilisierung des oberen Sprunggelenkes [1]. Beim angeborenen Klumpfuß gibt es bisher keine wirksame Orthesenversorgung, die die pathologische Fehlrotation der subtalaren Fußplatte korrigieren könnte. Bei Myopathien mit ihren progredienten Ausfällen der Unterschenkel- und Fußmuskulatur besteht primär die Gefahr der Entwicklung von Spitz- oder Spitzklumpfüßen. Eine wirksame Prophylaxe alleine durch knöchelumgreifende Orthesen ist in diesen Fällen nicht möglich, sondern muss sprunggelenksübergreifend sein [1].

Aus diesem Grunde sind wir der Ansicht, dass die Versorgung mit diesem Orthesentyp von Fall zu Fall kritisch überprüft werden muss und nur beim Versagen bisheriger Methoden, wenn eine Stabilisierung des unteren Sprunggelenkes gewünscht wird, die Beweglichkeit des oberen Sprunggelenk jedoch erhalten bleiben sollte, sinnvoll ist. Bis zum Vorliegen kontrollierter Studien beziehungsweise objektiver Messdaten kann eine allgemeine Reflexhemmung, die über die mechanische Stabilisierung des unteren Sprunggelenkes hinausgeht, mit diesem Orthesentyp nur vermutet werden.】

Literaturverzeichnis:

1. CONDIE; DN, MEADOWS; CB: Ankle-Foot orthoses in: Bowker DN: Biomechanical Basis of Orthotic Management; Butterworth Heinemann, Oxford (1993) S. 99 – 123
2. CRENSHAW; S, HERZOG; R, CASTAGNO; P: The efficacy of tone-reducing features in orthotics on the gait of children with spastic diplegic cerebral palsy. J. Pediatr. Orthop. 20: 210 – 216 (2000)
3. DIAMOND; MF, OTTENBACHER; KJ: Effect of a tone-inhibiting dynamic ankle-foot orthosis on stride characteristics of an adult with hemiparesis; Phys. Ther. 70: 423 – 430 (1990)
4. DUNCAN; W, MOTT; D: Foot reflexes and the use of inhibitive cast; Foot and Ankle 4: 145 – 148 (1983)
5. FORD; C, GROTZ; RC, SHAMP; JK: Neurophysiological AFO. J Clin. Prosthet. Orthot. 10 (1) 15 – 23 (1986)
6. HARRIS; SR, RIFFLE; K: Effects of inhibitive ankle-foot orthoses on standing balance in a child with cerebral palsy; Phys. Ther. 66 (5) 663 – 667 (1986)
7. HYLTON; N: Dynamic casting and orthotics in: Glenn MB, Whyte J: The Practical Management of Spasticity in Children and Adults; Lea & Febiger, Philadelphia (1990) S. 167 – 200
8. KNUTSON; LM, CLARK; DE: Orthotic devices for ambulation in children with cerebral palsy and myelomeningocele; Phys. Ther. 70: 947 – 960 (1991)
9. LOHMAN; M, GOLDSTEIN; H: Alternative strategies in tone reducing AFO design; J. Prosthet. Orthot. 5: 21 – 24 (1993)
10. PRATT; D, TOLLAFIELD; D, JOHNSON; G: Foot orthoses in Bowker P, Condie DN: Biomechanical Basis of Orthotic Management; Butterworth Heinemann, Oxford (1993) S. 70 – 98
11. RADTKA; SA, SKINNER; SR, DIXON; DM: A comparison of gait with solid, dynamic and no ankle foot orthoses in children with spastic cerebral palsy; Phys. Ther. 70: 395 – 409 (1997)
12. SUSSMAN; M, CUSICK; B: Preliminary Report: The role of short-leg tone-reducing casts as an adjunct to physical therapy of patients with cerebral palsy, Johns Hopkins Med. J. 145: 112 – 114 (1979)
13. Manual zum Workshop: Dynamic Splinting: Cascade Dafo Inc., Ferndale, Wa (1997)
14. Protokoll des Symposiums zur Qualitätssicherung der Nancy Hylton Orthese. (Heikendorf, 1998)

● ● Anschrift für die Verfasser:

Dr. Leonhard Döderlein
Stiftung orthopädische Universitäts-
klinik Heidelberg, Abteilung II
Schlierbacher Landstraße 200
69118 Heidelberg

Propriozeption – Grundlegende Überlegungen zur sensomotorischen Steuerung

Albert Gollhofer*, Heinz Lohrer, Wilfried Alt*:** *Über den aufrechten Gang, die Koordination im Sport oder über alltägliche Bewegungen unseres Körpers machen wir uns im Allgemeinen keine Gedanken. Was selbstverständlich erscheint, ist nur möglich durch ein komplexes System der sensomotorischen Steuerung.*

Ein koordinierter Ablauf von alltäglichen oder sportlichen Bewegungen ist nur dann vorstellbar, wenn das zentrale Steuerungsorgan, unser Gehirn, über den Zustand der beteiligten Muskulatur, über die Lage der Extremitäten, die Stellung der Gelenke und über die Raumorientierung unseres gesamten Körpers ständig informiert ist.

Zahlreiche, vielfältig spezialisierte Rezeptoren, die im gesamten Bewegungsapparat lokalisiert sein können, garantieren einen großen Teil dieses Informationssystems. Da die Rezeptoren ihre Reize aus den Strukturen empfangen, in denen sie eingebettet sind, nennt man sie Propriozeptoren. Über rücklaufende (afferente) Nervenfasern sind diese Rezeptoren im Rückenmark

mit denjenigen Nervenzellen verschaltet, die für die motorische Ansteuerung unserer Muskulatur verantwortlich sind. Ein Teil dieser rücklaufenden Nervenverbindungen ist entweder fördernd oder hemmend auf das Erregungspotential der motorischen Nervenzellen aufgeschaltet, ein anderer Teil dieser Information wird aber bereits auf Rückenmarksebene über andere motorische Nervenfasern Synergisten und Antagonisten zur Verfügung gestellt. Es gibt aber auch direkte Verbindungen, die in das Gehirn geleitet werden. Damit ist sichergestellt, dass die bewegungsprogrammierenden und kontrollierenden Instanzen über sensorische Konsequenzen von Bewegungen informiert werden.

Neben diesen propriozeptiven Informationsquellen kennt man noch die exterozeptiven Rückmeldungen. Diese Rückmeldungen stammen aus den Sinneszellen des visuellen, auditiven und vestibulären Organsystems. Zusammen mit weiteren Sinnesrezeptoren unterscheidet man beim Menschen die unterschiedlichen Qualitäten von Körperempfindungen wie in Tabelle 1 dargestellt.

Neben der Vermittlung von sensorischer Information über den Bewegungsablauf besitzt die Propriozeption eine weitere wichtige Funktion: Ihre Nervenfasern sind im Rückenmark mit anderen Nervenzellen so verschaltet, daß sie entweder direkt (monosynaptisch) oder über Zwischenneurone (di- oder polysynaptisch) motorische Reflexe auslösen können. Die Reflexe sind beim Menschen entscheidend wichtig für den koordinativen Bewegungsablauf, für eine abgestimmte Motorik der agonistischen und der antagonistischen Muskulatur beim aufrechten Stand, für ein bewegungsadäquates Abstimmen von Erregung und Hemmung von Extensoren und Flexoren, sowie für die gegengleiche Abstimmung von ipsi- und kontralateraler Bewegungsführung beim Laufen.

Fällt eines der propriozeptiven Rezeptorsysteme aus, wie zum Beispiel unter pathologischen Bedingungen bei Zuckerkrankheit (Diabetes mellitus), kommt es zu gravierenden Einschränkungen in der Bewegungswahrnehmung und konsequenterweise auch in der motorischen Organisation (Abb. 1).

Muskelspindel

Parallel zu den vom ZNS direkt angesteuerten Muskelfasern, die für die Kraftentwicklung im Muskel verantwortlich sind, liegen die Muskelspindeln. Sie sind spindelförmig ausgebildet und enthalten an ihren Enden Muskelfasern, die für die Sensibilisierung der Muskelspindel verantwortlich sind (intrafusale Muskelfasern). Diese Fasern erhalten ihre neuronale Versorgung von motorischen Nervenzellen (Motoneurone), die dem Typ der g- und den b-Motoneurone zugeordnet werden. Die neuronale Versorgung der normalen Skelettmuskulatur verläuft über die a-motorischen Nervenzellen (a-Motoneurone). Man unterscheidet je nach Anordnung der Fasern in Kern-Kettenfasern und in Kern-Sack-Fasern (nucle-

Die Propriozeption: häufig auch Kinästhesie oder Tiefenwahrnehmung genannt, organisiert den Stellungs-, Kraft- und Bewegungssinn über die mechanische Beanspruchung ihres Rezeptorsystems. Die Information kommt aus dem eigenen Körper (Proprio-).

Die Exterozeption: umfasst die sensorische Qualität unseres Seh-, Hör- und Gleichgewichtsinns. Die Information kommt aus der Umwelt (Extero-).

Die Viszerozeption: über mechanisch oder chemisch sensitive Rezeptoren wird die Empfindung der inneren Organe vermittelt.

Die Thermorezeption: thermisch sensitive Rezeptoren melden Temperatureindrücke zurück.

Tabelle 1
Möglichkeiten
der Sinneswahrnehmung.

ar-chain-fibre bzw. nuclear-bag-fibre) (siehe dazu Abb. 2).

Die sensorische Rückmeldung zum Rückenmark (afferente Bahnen) verläuft bei beiden Fasertypen entweder über eine schnelle leitende Faser (Ia-Faser, Tabelle 2) direkt zum Rückenmark, wo sie über nur eine einzige Übertragungsstelle (monosynaptisch) auf die motorischen Nervenzellen der Skelettmuskulatur „aufgeschaltet“ werden können (monosynaptischer Dehnungsreflex) oder über eine Rückleitungsbahn der Gruppe-II. Die Fasern der Ia-Rückmeldung winden sich spiralförmig um die Kern-Ketten und die Kern-Sack-Fasern, die Gruppe-II-Fasern enden primär an den Ketten-Fasern. Nicht alle Muskelspindeln haben Rückleitungsbahnen der Gruppe II, aber alle Fasern verfügen über Ia-Endigungen. Die Empfindlichkeit des Rezeptorsystems an den Kernkettenfasern wird primär von statischen g-Motoneuronen eingestellt. Deren Hauptaufgabe besteht darin, als Proportionalfühler die jeweilige Muskellänge dem ZNS zurückzumelden. Die Kernsackfasern hingegen werden von den dynamischen g- und b-Motoneuronen efferent versorgt. Sie melden vorwiegend dynamische Lage- und Spannungsänderungen zurück und sind demnach als Differentialfühler bei Bewegungsabläufen für die Dynamik verantwortlich.

Damit die Muskelspindeln stets ihre Empfindlichkeit auch bei großen Muskellängenveränderungen behalten, muss ihre Empfindlichkeit nachgeregelt werden. Über die spezifische Aktivierung der motorischen Nervenzellen des g- und b-Typs, die unter zentralen und spinalen Aktivierungseinflüssen stehen, werden die Rezeptoren der Muskelspindel so geregelt, dass ihre Rückmeldungen an das ZNS situationsadäquat eingestellt sind.

Sehnen-Organ (Golgi-Sehnen-Organ, GSO)

In der Sehne, vorwiegend am Sehnen-Muskel-Übergang, finden sich die GSO. Sie erhalten keine Aktivierung von motorischen Nervenzellen und sind demnach auch nicht regulierbar. Ihre Rückmeldungscharakteristik (Afferenz) ist genau gegensätzlich zum Mechanismus der Muskelspindeln verschaltet: Während Rückmeldungen der Muskelspindeln am eigenen Muskel (homonym) fördernd wirken und den

Antagonisten hemmen, reduziert die Rückmeldung der GSO die Aktivierung des eigenen Muskels und wirkt gleichzeitig auf den Antagonisten erregend. Funktionell kann diese gegenseitige Wechselwirkung als Balanceakt der neuronalen Ansteuerung verstanden werden, im Sinne einer abgestuften Regelung von Hemmung und Erregung.

In neueren Untersuchungen konnte experimentell gezeigt werden, dass die sensorische Wirkung der Golgi-Sehnen-Organen nicht pauschal hemmend auf die motorischen Nervenzellen des Agonistenmuskels wirken, sondern, dass je nach Aufgabenstellung eine differenzierte Verschaltung dieser reflektorischen Zusatzaktivierung erfolgt. In Situationen, in denen der Körper versucht, sein Gleichgewicht zu halten, wie zum Beispiel beim Ausrutschen auf dem Boden, sind die sensorischen Effekte der Golgi-Sehnenorgane nicht hemmend, son-

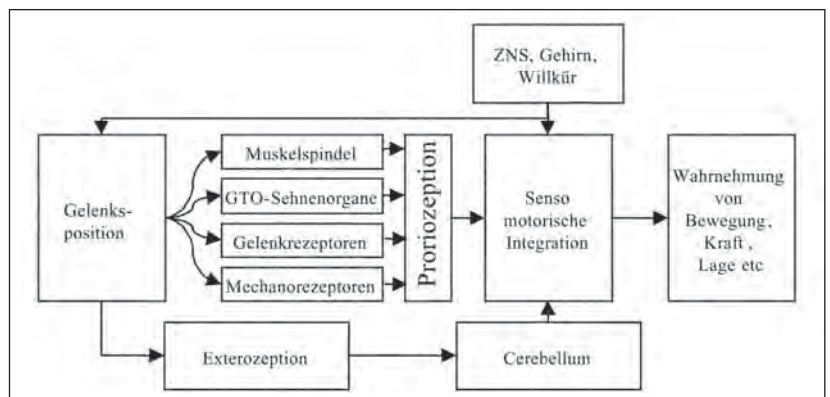
dern fördernd für den Arbeitsmuskel. Aufgrund der Beobachtung, dass ihre Beiträge sehr stark von der jeweiligen Belastungssituation abhängen, wurden sie in der Literatur auch als ‚load-receptors‘, also Belastungsrezeptoren bezeichnet (Gollhofer et al. 1989) (Tabelle 2).

Gelenksrezeptoren und Hautrezeptoren (Cutanrezeptoren)

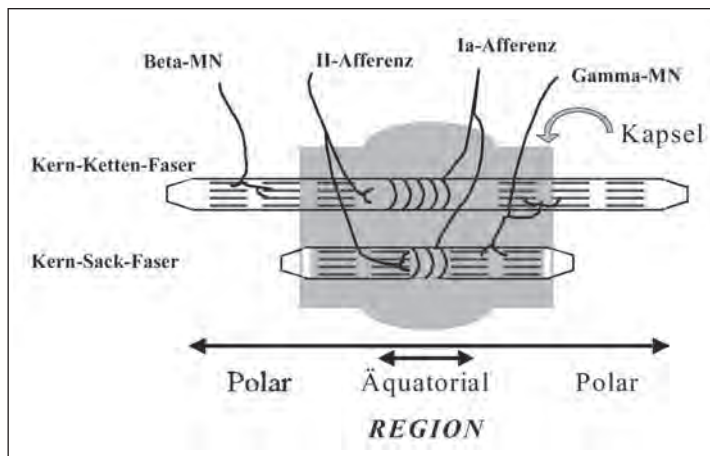
In den Gelenkkapseln, in den Ligamenten, aber auch in der Haut sind weitere Rezeptoren vorhanden, die über sensorische Rückmeldungen den Positionssinn, also die Lage des Gelenks vermitteln oder Druck- und Zugkräfte signalisieren. Langsam anpassende Druckrezeptoren (Ruffini-Körperchen) sind aufgrund ihrer niederen Erregungsschwelle je nach Typen in der Lage, statische und dynamische Gelenkposition, Winkelgeschwindigkeit und den Gelenkdruck zu registrieren.

Typ	Lokalisation und Funktion	Durchmesser (µm)	Leitungsgeschwindigkeit (m/sec)
Efferenz:			
Aα	Skelettmuskulatur	15	100 – 120
Aβ	Skelettmuskulatur + Muskelspindel	8	50
Aγ	Muskelspindel intrafusal	5	20
Afferenz:			
Ia	Muskelspindel – dynamisch	13 – 20	80 – 120
Ib	Golgi-Sehnen-Organ	13 – 20	80 – 120
II	Muskelspindel – statisch	6 – 12	35 – 75
III	Gelenk- und Druckrezeptoren	1 – 5	5 – 30
IV	Schmerz- und Temperaturempfindung	0,2 – 1,5	0,5 – 2

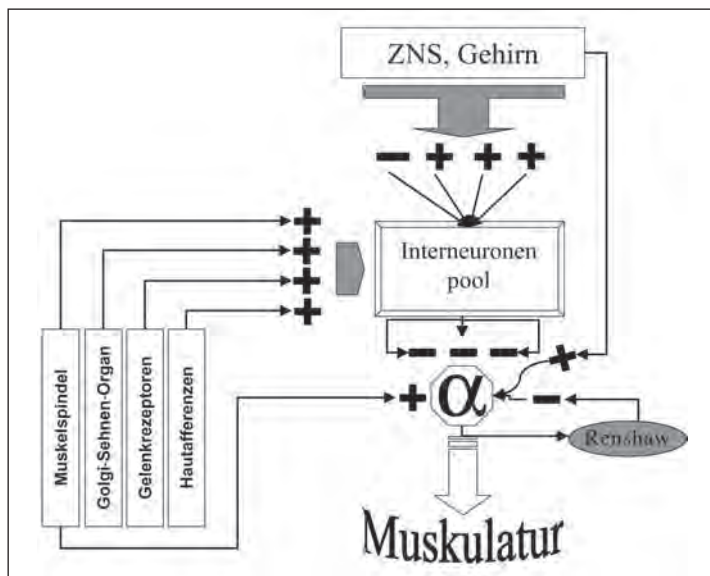
Tabelle 2



1 Blockschaubild der Verschaltungsebenen der unterschiedlichen sensorischen Rückmeldesysteme und deren Einfluss auf die Bewegungsprogrammierenden und kontrollierenden Instanzen im ZNS.



2 Prinzipielle Anordnung der afferenten und efferenten Versorgung der Muskelspindel.



3 Blockdiagramm der Verschaltung der wichtigsten neuronalen Einflüsse auf das motorische Neuron. Hemmende Einflüsse sind durch graue Schaltflächen, erregende durch helle Schaltflächen gekennzeichnet. (Modifiziert nach Schmidt/Thews 1998).

Weitere Rezeptoren (Paccini-Körperchen) hingegen besitzen eine niedrige Erregungsschwelle für mechanische Einflüsse. Sie signalisieren sehr fein und schnell die Gelenksgeschwindigkeit. Golgi-Endigungen, quasi Miniaturformen der Golgi-Sehnen-Organ, befinden sich vor allem an den Enden der Bänder (Ligamente); sie signalisieren die Begrenzung im physiologischen Gelenkspielraum (ROM: range of motion).

Freie Nervenendigungen sind zahlreich im gesamten Gelenkapparat zu finden. Sie haben breitgefächerte Aufgabenbereiche, von der Gelenkposition bis hin zur toxischen Veränderung im Umgebungsmilieu wird alles von ihnen signalisiert. Paccini-Körperchen, Ruffini-Körperchen und freie Nervenendigungen sind auch die Mechanorezeptoren der Haut. Ihre Hauptaufgabe be-

steht darin, Druckeinwirkungen, Kräfteinflüsse und thermische Einflüsse zum ZNS zurückzumelden. Sie stellen aber auch bei der Schmerzempfindung eine wesentliche Stellgröße dar.

Alle Einflüsse werden, bis auf die Rückmeldungen der Muskelspindeln, einem spinalen Zwischennetzwerk zugeführt. Dieses Netzwerk besteht aus zahlreichen Interneuronen, die über einfache oder mehrfache Verschaltungsebenen mit den motorischen Nervenzellen der Muskulatur verbunden sind (Abb. 3).

Erst der globale Einfluss, den alle Propriozeptoren in ihrer Abgestimmtheit von erregenden und hemmenden Rückmeldungen produzieren, wird dann an die motorischen Nervenzellen weitergeleitet. Dabei muss allerdings berücksichtigt werden, dass gerade

beim Menschen dieses Netzwerk, das bereits auf Rückenmarksebene (spinales Netzwerk) vorhanden ist, unter starker zusätzlicher Kontrolle steht.

Wenn wir von Propriozeption reden, meinen wir die Qualität der vorhandenen Sinne, die durch die Interaktion der unterschiedlichsten Rezeptoren vermittelt werden. Eine inhaltliche Einschränkung auf nur ein Rezeptorsystem erscheint unzulässig, genauso wie die messmethodische Erfassung nur einer sensorischen Qualität. Dadurch, dass die Propriozeption stets von zentralen Kontrollmechanismen aus bewertet, neu eingestellt und situativ angepasst wird, muß eine vereinfachende Beschreibung „der propriozeptiven Eigenschaften“ fehlschlagen.

Gerade im klinischen Bereich scheiterten zahlreiche Versuche, die propriozeptiven Veränderungen nach operativer Beeinflussung zu verstehen, da zu monokausal argumentiert wurde.

Kann Propriozeption gemessen werden?

In der Literatur sind zahlreiche Arbeiten publiziert, in denen eine quantitative Abschätzung der propriozeptiven Eigenschaften vorgestellt wurde. Aus biologisch-funktioneller Sicht (siehe dazu auch Abb. 1) ist eine direkte Quantifizierung dessen, was wir Propriozeption nennen, nicht möglich, da bei motorischen Handlungen des Menschen isolierte Systeme nicht messbar sind. In den meisten Studien wird eine Veränderung der Propriozeption durch verlängerte Reflexlatenzzeiten nach mechanischer Stimulation nachgewiesen. Löfvenberg et al. (1995) setzten Veränderungen in den Reflexlatenzen direkt mit Änderungen in der Propriozeption gleich. Bei Patienten mit chronischer Sprunggelenkinstabilität konnten die Autoren eine signifikante Verlängerung in den Reflexlatenzen nachweisen. Johnson und Johnson (1993) fanden hingegen keine Veränderungen bei den Reflexlatenzen gesunder und chronisch instabiler Sprunggelenke. Demgegenüber berichten Karlsson und Andreasson bei Patienten mit einseitiger (unilateraler) Instabilität eine signifikante Reflexlatenz nach 30° Inversion.

Die Frage, ob eine Modifikation in der Reflexlatenz überhaupt als Argument für eine funktionelle Veränderung in der Propriozeption herangezogen werden kann, ist durchaus umstritten

(Gollhofer et al. 2000). Die Bestimmung der Reflexlatenz nach mechanischer Reizung gibt zunächst nur einen Hinweis, auf welchen afferenten Verschaltmechanismen die sensible Information übertragen wurde. Untersuchungen von Johnson and Johnson 1993; Konradsen et al. 1993; Scheuffelen et al. 1993 zeigen, dass nach eingeleiteter Inversion am Sprunggelenk mit einer Latenz von 60 – 90 ms eine Antwort im EMG des M. Peroneus nachgewiesen wird. Es kann damit davon ausgegangen werden, dass diese Dehnungsantwort auf polysynaptisch verschalteten Reflexwegen basiert. Funktionell sind derartige Mechanismen wichtig, um das Körpergleichgewicht zu stabilisieren. Mechanisch bedeutsam sind sie vor allem bei der Kompensation von Störeinflüssen (zum Beispiel Stolpern oder Ausrutschen beim Laufen) (Dietz et al. 1990; Horstmann et al. 1988). In zahlreichen Grundlagenuntersuchungen wurde der Nachweis erbracht, dass die bei mechanischer Stimulation ausgelösten Reflexe in direktem Zusammenhang

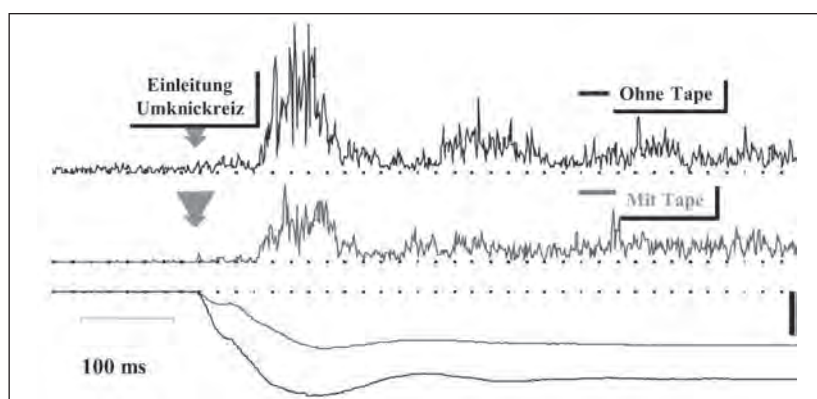
mit dem Ausmaß, d. h. der Amplitude der Störung stehen. Setzt man nun das Sprunggelenk einem mechanischen Reiz aus, der ein Umknicktrauma simulieren soll, so wird entsprechend der Voreinstellung der muskulären Fixierung eine spezifische Reflexantwort sichtbar.

Aus physiologischer Sicht kann eine Verlängerung in der Reflexlatenzzeit nur bedeuten, dass die schnellsten Mechanismen (z. B. nach Trauma etc.) nicht mehr zur Verfügung stehen. Diese Mechanismen mögen jedoch nicht oder nur bedingt relevant im funktionellen Sinne sein. Eine eindeutige Definition, die propriozeptiven Qualitäten über die Reflexlatenzzeit festzulegen, ist demnach aus funktionell-physiologischer Sicht unzureichend.

Alternative Ansätze, die propriozeptiven Eigenschaften abzuschätzen, werden von Glick et al. (1976); Tropp (1986); Freemann et al. (1965); Löfvenberg et al. (1995) vorgestellt. In sogenannten Winkelreproduktionstests konnten die Autoren feststellen, dass bei Patienten mit chronisch instabilen

Sprunggelenken die Fähigkeit, eine vorgegebene Winkelveränderung zu reproduzieren, deutlich verschlechtert ist. Aber auch dieser Evaluationsmethode wird in der Literatur aus funktioneller Sicht mit Skepsis begegnet: Winkelreproduktionstests sind künstliche, artifizielle Maßnahmen, die den natürlichen Bewegungsformen nicht entsprechen. Gelenkeinstellungen, die unter Laborbedingungen bewusst von den Patienten eingenommen werden müssen, brauchen nicht notwendigerweise von denselben Mechanismen abhängen. Unter motorischen Bedingungen ist die Kontrolle der Extremitäten in den Bewegungsablauf integriert.

Eine Alternative, die propriozeptiven Eigenschaften von Gelenksystemen zu quantifizieren stellen die Untersuchungen erstmals vorgestellt von Scheuffelen et al. (1993) dar. Bei diesem Untersuchungsansatz werden den Probanden im aufrechten Stand „Umknickstimuli“ appliziert. Mit nahezu realistischen Amplituden (30° Inversion mit 15° Plantarflexion) werden die Probanden mit



4 Vergleich der EMG-Muster (oben) und der Veränderungen im Winkelverlauf des Sprunggelenks bei einer Versuchsperson mit und ohne funktionellem Tapeverband.

denjenigen mechanischen Reizen konfrontiert, die auch ursächlich für das Trauma verantwortlich gemacht werden können. Neben den Veränderungen der Sprunggelenkwinkel werden die Elektromyogramme (EMG) der wichtigsten Sprunggelenkmuskeln (mm. gastrocnemius, tibialis ant., peroneus lg. und vastus med.) aufgezeichnet. Jede Versuchsperson kann nun mehrfach mit und ohne externe Protektion (Orthese) stimuliert werden (Abb. 4). Beim Vergleich von Reizen, appliziert ohne und mit externem Sprunggelenkschutz wird klar, dass trotz der deutlich eingeschränkten Veränderungen im Winkelverlauf (Amplitude und Geschwindigkeit) bei externem Schutz eine überraschend hohe EMG-Aktivität erhalten ist. Dieses steht im Widerspruch zur Grundlagenliteratur (Gollhofer et al. 1993), in der ein linearer Bezug zwischen Veränderungen in der Winkelgeschwindigkeit und Reflexausmaß festgestellt wurde. Als mögliches Erklärungsmodell kann angenommen werden, dass die unterschiedlichen externen Stabilisationshilfen differente propriozeptive Eigenschaften besitzen, die je nach Beschaffenheit die Propriozeptoren des Gelenksystems ansprechen (Lohrer et al. 1999).

Die Bestimmung der mechanischen Reduktionen, die durch einen solchen Umknicktest mit externen Stabilisationshilfen beobachtbar sind, stellen eine wichtige Größe bei der Beurteilung der funktionellen Gelenkstabilisierung dar. Da in jedem Fall (mit und ohne externe Hilfe) die Latenzzeit, mit der die neuronale Aktivität im EMG beobachtbar ist, unbeeinflusst bleibt, muss eine Reduktion in der Winkelgeschwindigkeit

gefordert werden, damit die aktiven Mechanismen noch in einem Sprunggelenkumknickwinkel „greifen“, der für die ligamentären Strukturen unbedenklich sind. Die Größe der motorischen Reflexantwort, die aufgrund der propriozeptiven Eigenschaften von externen Stabilisationshilfen moduliert werden kann, stellt demnach die bedeutende Größe bei der Beurteilung der Propriozeption dar. Nur ein Gelenkssystem, welches mechanisch gut gesichert ist, gleichzeitig aber mit ausreichender neuronaler und muskulärer Versorgung kontrolliert wird, kann im Ernstfall eines möglichen Traumas adäquat geschützt werden.

Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass eine aktive Gelenksicherung über propriozeptive Aktivierungsbeiträge nur dann funktionell auch zum Tragen kommen kann, wenn die mechanische Situation am Gelenk so beschaffen ist, dass die neuronalen Korrekturmechanismen auch greifen können. Beim ungeschützten Gelenk kann die muskuläre Stabilisierung zu spät kommen. Wird die Umknickgeschwindigkeit durch eine Sprunggelenkorthese oder -bandage reduziert, sind die Möglichkeiten, bei vergleichbarer Reflexlatenz das Gelenk in physiologisch günstigerer Position zu stabilisieren, wesentlich verbessert.

Aus der Literatur fehlen noch überzeugende Belege über die spezifische Rolle der sensorischen Systeme, die in den unterschiedlichen Strukturen des Gelenkkomplexes vorhanden sind. Während das präzise Positionieren einer Extremität und das Bewegungsgefühl vorwiegend antizipatorischer Natur sind, kann die aktive Korrektur von me-

chanischen Störgrößen beim Bewegungsablauf aufgrund der Latenzzeiten erst relativ spät erfolgen.]

● ● Anschrift für die Verfasser:

Prof. Albert Gollhofer
Institut für Sportwissenschaft
der Universität Stuttgart
Allmandring 28
70569 Stuttgart

Literatur:

1. Dietz, V., Gollhofer, A., Horstmann, G.A., Trippel, M. (1990): Postural adjustments and gravity. *J Physiol (Lond)*, 420: pp. 21
2. Freeman, M., Dean, M., Hanham, I. (1965): The etiology and prevention of functional instability of the foot. *J Bone Joint Surg.*, 47B: pp 678 – 685
3. Glick, J.M., Gordon, R.B., Nishimoto, D. (1976): The prevention and treatment of ankle injuries. *Am J Sports Med.*, 4 (4): pp 136 – 141
4. Gollhofer, A.; Horstmann, G.A.; Berger, W.; Dietz, V.: Compensation of translational and rotational perturbations in human posture: Stabilization of the centre of gravity. In: *Neurosci. Letters* 105 : 73 – 78, 1989
5. Gollhofer, A.; Rapp, W.: Recovery of stretch reflex responses following mechanical stimulation. In: *Eur. J. of Appl. Physiol.* 66: 415 – 420, 1993.
6. Gollhofer, A. Alt, W. Lohrer, H.: Prevention of excessive forces with braces and orthotics. In: Nigg, B.M., Mester, J. (Hrsg.) *Handbook of Sport Science. Biomechanics and Biology of Movement*, Kap. 4.7 (in press), 2000.
7. Horstmann, G.A., Gollhofer, A., Dietz, V. (1988): Reproducibility and adaptation of the EMG responses of the lower leg following perturbations of upright stance. *Electroencephal clin Neurophysiol*, 70: pp 447 – 452
8. Johnson, M.B., Johnson, C.L. (1993): Electromyographic response of peroneal muscles in surgical and nonsurgical injured ankles during sudden inversion. *J Orthop Sports Phys Ther.*, 18 (3): pp 497 – 501
9. Karlsson, J., Andeasson, G.O. (1992): The effect of external ankle support in chronic lateral ankle joint stability. An electromyographic study. *Am J Sports Med.*, 20 (3): pp 257 – 261
10. Konradsen, L., Ravn, J.B., Sorensen, A. I. (1993): Proprioception at the ankle: The effect of anaesthetic blockade of ligament receptors. *J Bone Joint Surg Br.*, 75-B: pp 433 – 436
11. Löfvenberg, R., Kärrholm, J., Sundelin, G., Ahlgren, O. (1995): Prolonged reaction time in patients with chronic lateral instability of the ankle. *Am J Sports Med.*, 23 (4): pp 414 – 417
12. Lohrer, H.; Alt, W.; Gollhofer, A. (1999): Neuromuscular properties and functional aspects of taped ankles. *American Journal of Sports Medicine*, 27: 69 – 75
13. Scheuffelen, Ch., Rapp, W., Gollhofer, A., Lohrer, H. (1993b): Orthotic devices in functional treatment of ankle sprain. *Int J Sports Med.*, 14: pp 1 – 9
14. Tropp, H. (1986): Pronator muscle weakness in functional instability of the ankle joint. *Int J Sports Med.*, 7: pp 291 – 294

* Institut für Sportwissenschaft,
Universität Stuttgart, und

** Sportmedizinisches Institut, Frankfurt.

Wolfgang Laube:

Das Sensomotorische System: Träger aller Bewegungsleistungen des Menschen

Zusammenfassung:

Scheinbar unwillkürliche und automatisch ablaufende Bewegungen des Menschen sind ohne die komplexen Leistungen und Regelungsprozesse des sensomotorischen Systems nicht denkbar. Der Autor blickt hinter diese „sensomotorischen Selbstverständlichkeiten“ und erklärt die Bedeutung aktiver sensomotorischer Lernprozesse beim Laufenlernen, beim aktiven wie inaktiven gesunden Menschen sowie bei Beeinträchtigungen durch Krankheit oder Funktions- und Leistungsabbau.

Wolfgang Laube stellt die anatomischen Bestandteile (Rezeptoren, afferente und efferente Nervenbahnen, ZNS, Muskeln) des sensomotorischen Systems und ihre spezifischen Aufgaben klar und verständlich dar, ohne dabei außer Acht zu lassen, dass das System einem Regelkreis ähnlich funktioniert und alle Strukturen sich zu jeder Zeit des Regelungsprozesses wechselseitig beeinflussen.

Auf der Grundlage dieses allgemeinen Verständnisses der Funktionsweise des sensomotorischen Systems wendet sich der Autor speziell den sensomotorischen Regelungsprozessen der unteren Extremität und dem Einfluss, den degenerative Strukturveränderungen auf die Bewegung haben können, zu. In diesem Zusammenhang geht er auch auf die allgemeinen Wirkmechanismen sensomotorischer Einlagen ein.

Anschrift des Verfassers:

OA Dr. sc. med. Wolfgang Laube
LKH Rankweil
Abteilung Physikalische Medizin
und Rehabilitation
Valdunastraße 16
A – 6830 Rankweil
wolfgang.laube@lkh.at

Bewegungen und damit Mobilität sind ein charakteristisches Merkmal des Menschen. Im zweiten Lebensjahr erlernt er das Gehen. Der aufmerksame Betrachter beobachtet ein Kind, welches mit vielen zunächst von den Eltern unterstützten Wiederholungen einen aktiven sensomotorischen Lernprozess durchführt. Dieser zeichnet sich insbesondere durch den „Kampf um das Gleichgewicht auf zwei Beinen“ aus.

Im ersten Schritt muss durch koordinierte Muskularbeit der Bein- und Rumpfmuskulatur die aufrechte Körperhaltung gegen die Schwerkraft erarbeitet werden. Anschließend gilt es die aufrechte Fortbewegung auf beiden Beinen mit den zugehörigen sensomotorischen Aktivitäten für eine allgegenwärtige Sicherung des Gleichgewichts zu verknüpfen und durch weiteres Lernen zu perfektionieren. Dieser fortgesetzte sensomotorische Lernprozess unterstützt zugleich die Ausreifung des Zentralnervensystems (ZNS) und erreicht spätestens im fünften bis sechsten Lebensjahr einen sehr guten Entwicklungsstand. Beid- und einbeiniges Stehen, Gehen, Laufen, ein- wie beidbeiniges Hüpfen und Springen als auch Ball spielen sind zur „sensomotorischen Selbstverständlichkeit“ geworden und funktionieren jetzt ohne jegliche Anstrengung scheinbar unwillkürlich und automatisch. Für besonders Interessierte ist jetzt der biologisch optimale Zeitpunkt eine sportliche Entwicklung in Sportarten zu beginnen, die höchste Anforderungen an die Schwierigkeit und Komplexität von Bewegungen stellen. Mit entsprechendem Talent können dann im Geräteturnen oder im Eiskunstlauf sensomotorische Spitzenleistungen erreicht werden.

Für den gesunden Menschen – insbesondere im jungen und mittleren Lebensabschnitt – sind die Bewegungen

des Alltags völlig selbstverständlich. Die Bewegungen funktionieren in guter Qualität. Sie sind für Alltagsbelastungen in der Regel durchgängig zum Ziel führend. Es wird darüber nicht nachgedacht und diese sensomotorischen Fertigkeiten werden häufig nur ungenügend geschätzt.

Der gesunde inaktive Mensch hingegen verliert sehr langsam und zunächst über lange Zeit unbemerkt die Bewegungs- und Leistungsfähigkeit des sensomotorischen Systems. Er ist im täglichen Leben immer weniger oder sehr einseitig physisch gefordert. Er „verlernt“ es

- die Bewegungen „richtig“ (Koordination),
- für die Erhaltung der Körper- und besonders Muskelstrukturen „ausreichend intensiv“ (Kraft, Bindegewebs- und Knochenstruktur) und
- für die Sicherung einer ausreichenden Energieproduktion mit Sauerstoff „lange genug“ (Ausdauer: 10 – 35 Minuten, optimal 35 bis 90 Minuten „am Stück“)

sein sensomotorisches System zu fordern.

Krankheiten beschleunigen den Funktions- und Leistungsabbau. Der Alterungsprozess sorgt bis zum 50. bis 60. Lebensjahr für einen „schleichenden, kaum oder unbemerkten“ und danach deutlich erkennbaren Leistungsabfall.

Häufig führen erst Erkrankung, Verletzung oder das Alter zur Erkenntnis, dass die Bewegungsfähigkeiten der „gesunden oder jungen Lebensspanne“ eigentlich eine hohe Leistung des Körpers waren und dass es zum Teil intensiver Anstrengungen bedarf, diese sensomotorische Leistungsfähigkeit wieder zu erreichen oder sich zumindest ihr wieder anzunähern zu können.

Das Sensomotorische System

Wer ist nun für die Bewegungen verantwortlich? Welche Strukturen mit

welchen Funktionen sorgen für die Bewegungen? Wie wird durch diese Körperstrukturen Bewegung organisiert und reguliert? Wie können diese Körperstrukturen am besten erhalten, gestärkt und damit in ihrer Leistungsfähigkeit verbessert werden?

Alle erdenklichen Bewegungsleistungen des Menschen werden durch das gleiche System, das Sensomotorische System, erbracht. Dieses System besteht aus verschiedenen anatomischen Strukturen, welche „regelkreisförmig“ miteinander verbunden sind. Es können die einzelnen anatomischen Bestandteile getrennt benannt und ihre Funktion beschrieben werden. Aber während jeder Bewegung sind alle Teilstrukturen funktionell unteilbar verknüpft. Bei allen Bewegungen ist das sensomotorische System immer als „Ganzes“ aktiv. Im Sensomotorischen System (vgl. Laube 2004) sind die nachfolgend benannten anatomischen Teilstrukturen mit ihren jeweiligen Funktionen kreisförmig miteinander verbunden (Abb. 1):

1. Die Rezeptoren

Die Rezeptoren, die Informationsquellen des Sensomotorischen Systems (Sensoren) sind ausschließlich für die „Übersetzung“ von Reizen verantwortlich. Die Reize sind durchweg physikalische Größen mechanischer (Druck, Spannung, Dehnung, Vibration, Scherung, longitudinale Druck(Schall)wellen), chemischer (Substanzen mit verschiedenen Eigenschaften aus dem Körperinneren wie der Außenwelt), thermischer (Kälte, Wärme) oder elektromagnetischer (Licht) Natur. So gibt es Mechano-, Chemo-, Thermo-, Photo- und Schmerzrezeptoren. Letztere können auf mehrere Reizqualitäten antworten, wie zum Beispiel auf mechanische und chemische Einwirkungen.

Weiterhin gibt es Sensoren mit sehr unterschiedlicher Reizempfindlichkeit. Es können niederschwellige – sehr empfindliche – von hochschwelligen – unempfindlichen – Sensoren abgegrenzt werden. Besonders hochschwellige Sensoren sind die Schmerzrezeptoren. Ein großer Anteil liegt zunächst als „schlafende Sensoren“ vor, weil ihre Reizschwelle extrem hoch ist. Sie können „sensibilisiert“ werden und reagieren dann sogar auf Reize mit „der Reizintensität des täglichen Lebens“.

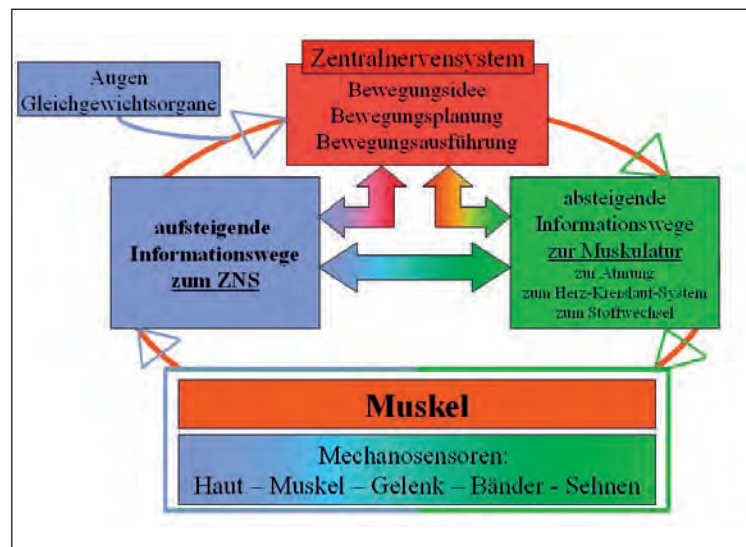
Die Sensoren sind also auf eine Reizart und deren Eigenschaften spezialisiert. Der anatomische Standort der Sensoren und deren Funktionseigenschaften entscheiden ob, wo, wann, wie und wie lange die physikalischen Einwirkungen auf den Menschen übersetzt werden. Die Rezeptoren „messen“ den Reiz jeweils in einem bestimmten, begrenzten Gewebebezirk, dem rezeptiven Feld. Die rezeptiven Felder sind unterschiedlich groß und überlappen einander.

Jeder Reiz hat immer eine Dynamik. Die Reizstärke (Intensität) variiert während der Einwirkungszeit (Reizdauer) mehr oder weniger. So ändern sich beim Abrollvorgang des Gehens die Druckwerte in der Fußsohlenhaut systematisch. Entsprechend werden auch die Sensoren des Sprunggelenkes und der Muskulatur der Dynamik der Belastung ausgesetzt. Bei steigender Ganggeschwindigkeit oder zum Beispiel bei Landungen nach Sprüngen ändern sich die Druckwerte sehr schnell. Auch diese schnellen Veränderungen der Intensität müssen die Sensoren kodieren können, damit das ZNS die Reize mit allen ihren Eigenschaften „erkennen“ und darauf eine korrekte Antwort finden kann. Für diese Aufgabe haben sich „Rezeptorspezialisten“ herausgebildet. So gibt es Sensoren, die während der gesamten Dauer der Reizeinwirkung aktiv sind und solche, die nur auf das Anschwellen oder Nachlassen der Reizintensität antworten (positive oder negative Beschleunigungen).

Die Verschlüsselung der Reizintensität – zum Beispiel des Drucks auf die Haut – wird aber nie durch nur einen Rezeptor realisiert. Nimmt ein Reiz an Stärke zu, wird er über die Grenze des zunächst primär beeinflussten rezeptiven Feldes („Mess- und Übersetzungsbereich“ eines Rezeptors) hinaus einwirken und zusätzlich durch benachbarte Sensoren verschlüsselt werden. Das bedeutet, die Reizstärke wird sowohl durch die Reaktion eines Sensors – bevorzugt durch die Funktion vieler Rezeptoren im beeinflussten Hautareal – als auch der Gelenk- und Muskelstrukturen verschlüsselt.

Die von uns „bemerkte“ Reizintensität ist nicht nur das Ergebnis der Reizübersetzung und Informationsleitung zum ZNS. Das „Bemerkte“ eines Reizes mit seiner Stärke ist zum großen Teil ein Arbeitsergebnis des ZNS. Es verarbeitet dafür die Informationen vieler verschiedener Sensoren einer Körperregion.

Die Sensoren sind folglich hoch spezialisierte Strukturelemente des sensomotorischen Systems. Die (physiologische) Grundlage ihrer Funktion ist die Erregbarkeit; ein Merkmal des Lebens. Ihre Aufgabe ist es einzig und allein, die in „körperfremder Sprache“ vorliegenden physikalischen Reize aus der Umwelt wie aus dem Organismusinneren in die „körpereigene Sprache“ zu übersetzen. Die über weite Entfernungen zum Beispiel von der Haut der Fußsohle, den Gelenken des Fußes und der zugehörigen Muskulatur zum Zen-



1 Das Sensomotorische System: alle Teilfunktionen sind kreisförmig miteinander verbunden.

tralnervensystem „transportierbare“ oder „fortleitbare“ körpereigene Sprache besteht aus elektrischen Impulsen; den Aktionspotenzialen. Diese werden in den Neuronennetzen des Rückenmarkes und des Gehirns verarbeitet. Es entstehen dadurch die motorischen Antworten und die bewussten Empfindungen oder Wahrnehmungen des ZNS.

2. Die afferenten Nervenbahnsysteme

Die zum Gehirn ziehenden (aufsteigenden oder afferenten) Nervenbahnsysteme sind für den „Transport“, und mit ihren Schaltstationen und gegenseitigen Verknüpfungen im Nervensystem auch bereits für die Verarbeitung der Informationen auf den verschiedenen Ebenen des Zentralnervensystems verantwortlich. Die Verarbeitung beginnt intensiv schon im Rückenmark. Die erste Nervenzelle dieser Bahnsysteme liegt je nach „Einzugsgebiet“ nahe dem Rückenmark oder im Hirnstamm. Diese sensible Nervenzelle ist die „erste Instanz des Nervensystems“. Sie schickt einen Zellfortsatz (Axon) in die Haut, die Muskulatur oder in die Gelenkkapseln und Bänder. Entweder das Ende dieses Nervenzellfortsatzes fungiert selbst als „Übersetzer“ (so genannte freie Nervenendigungen) oder es „nimmt die durch die Sensoren (z. B. Muskelspindeln) übersetzten Informationen“ auf und leitet sie in das Rückenmark.

Sofort im Nervenzellnetz des Rückenmarks oder erst höher im Hirnstamm werden die Informationen zum ersten Mal auf die zweite Nervenzelle des Bahnsystems übertragen und über weitere Stationen zur Hirnrinde transportiert. Bereits auf dem Weg nach zentral werden durch Abzweigungen andere für die Motorik wichtige Nervenzellnetze informiert. Auf sehr kurzem Weg und somit in kurzer Zeit kann die Information wieder die Muskulatur erreichen, zum Beispiel durch die Eigenreflexe. Der zentrale Ankunftsort aller sensiblen Informationen aus der Haut, der Muskulatur, den Gelenkkapseln und Bändern ist ein gut definiertes Areal auf der Hirnrinde, der somatosensible Cortex (Gyrus postzentralis). Die einzelnen Bereiche dieses Hirnrindenareals können konkreten Ursprungsorten des Körpers zugeordnet werden.

3. Die neuronalen Netzwerke der Sensomotorik

Die spinalen und supraspinalen neuronalen Netzwerke der Sensomotorik: Die Verarbeitung der aufsteigenden Informationen erfolgt auf allen Ebenen im Rückenmark und den Anteilen des Gehirns mit der obersten Instanz, der Hirnrinde. Die Hirnrinde ist als oberste Instanz auch für den Bewegungsantrieb und „das Bewegen Wollen“ zuständig. Wie bereits erwähnt sind die Schaltstationen der aufsteigenden wie der absteigenden Bahnsysteme untereinander und intensiv mit den „verantwortlichen“ Nervenzellnetzen des „Wollens“ und Denkens (Kognition), der „Ergebnisvorausschau“ (Antizipation) sowie der motorischen Planung, Organisation und Ausführung einschließlich den Instanzen für die ständige Sicherung des Gleichgewichts, vernetzt.

Die Bewegung ist das Arbeitsergebnis aller beteiligten Nervenetze. Sie wird durch die Rückinformationen infolge der Bewegung in ihrem Fortgang reguliert und bei Bedarf korrigiert.

4. Die efferenten Nervenbahnsysteme

Die zur Muskulatur ziehenden (absteigenden oder efferenten) Nervenbahnsysteme sind für den „Transport“ des die Bewegung auslösenden Verarbeitungsprodukts des Zentralnervensystems in Form von elektrischen Befehlen für die Muskulatur verantwortlich. Die „letzte Instanz des Nervensystems“ sind die motorischen Nervenzellen (Motoneurone) in den Vorderhörnern des Rückenmarks. Für diese motorischen Nervenzellen gibt es auch die Bezeichnung „efferent motorischer Endpunkt“. Jedes Motoneuron steuert eine kleine (wenige; z.B. Finger Muskeln) oder auch große Anzahl (Hundert; z.B. Muskeln des Beins) von Muskelfasern gleicher Sorte an. Dieses eine Motoneuron mit seinen Muskelfasern bildet eine „Motorische Einheit“. Jeder Muskel besteht aus vielen solcher Einheiten, welche mit ansteigendem Kraftbedarf nacheinander in Tätigkeit versetzt werden. Muss das maximale Kraftpotenzial eingesetzt werden, sind alle Motorischen Einheiten daran beteiligt. Die Motorische Einheit ist seit 1906 (Sherrington) die „letzte gemeinsame motorische Endstrecke“.

5. Die Muskeln

Die Muskeln, der „Motor“ des Stütz- und Bewegungsapparates, sorgen für die „Transformation“ des Ansteuerungsprogramms des Gehirns in die entsprechend auf die Haltung oder Bewegung abgestimmte mechanische Muskelspannung. Diese Muskelspannung hat eine stabilisierende (Statik) und/oder dynamische (Bewegung) Wirkung auf die Wirbelsäule und die Gelenke. Die Haltung oder die Bewegung wird ausgeführt.

6. (1.) Die Rezeptoren – Schließung des Regelkreises

Mit den Muskelkontraktionen verändern sich die Muskellänge, die Muskelspannung, die Sehnenspannung, die Spannung und der Dehnungszustand der Haut, der Gelenkkapseln und Bänder. Durch die Sensoren kommt es direkt zur „Übersetzung“ dieser physikalischen Zustandänderungen in den Strukturen. Die bewegungsinduzierten physikalischen Veränderungen werden somit als Reafferenz dem Gehirn zurückgemeldet. Diese Informationen haben zwei Aufgaben. Mit ihnen wird die nächste Bewegungsphase eingeleitet und zugleich dem Gehirn der Bewegungserfolg gemeldet.

Wie die Aufzählung der anatomischen Strukturen des Sensomotorischen Systems und die Kurzcharakterisierung ihrer grundsätzlichen Funktionen zeigt, ist die Bewegung der direkte Auslöser erneuter, sich mit der Dynamik der Bewegung ändernder Rückinformationen

- über die Auswirkungen der Bewegung im Inneren des Körpers,
- über die Einwirkung des Menschen auf die Umwelt und
- über das Ergebnis der Willkürbewegung hinsichtlich der „eigenen Qualität“ und des Erreichens des gestellten Zieles.

Die die Bewegungsbefehle ausführende Muskulatur und die dadurch in ihrer Spannung veränderten Strukturen der Gelenke und der Haut sind zugleich der anatomische Standort der Sensoren. Dadurch wird der „Funktions- oder Regelkreis des Sensomotorischen Systems“ geschlossen.

Für die Orthopädieschuhtechnik wichtige Einwirkungen auf das Sensomotorische System entstehen zum Beispiel durch das Eigengewicht des Menschen. Die Gewichtskraft „drückt“ auf

die Haut der Fußsohle. Eigentlich wird die gesamte untere Extremität damit belastet. Die Druckwerte statisch beim Stehen und sich dynamisch ändernd beim Gehen können als Reaktion und Ergebnis der wirkenden Gewichtskraft problemlos gemessen werden (Posturographie). Diese Druckwerte und deren Verteilung beim Stehen und Gehen werden zugleich mit noch wesentlich höherer Empfindlichkeit durch die Sensoren der Fußsohlenhaut übersetzt. Reaktive Kräfte entstehen nicht nur in der Fußsohlenhaut, sondern ebenso in den anderen Strukturen des Fußes, des Sprunggelenkes, des Kniegelenkes bis zum Hüftgelenk und noch höher. So beteiligen sich gleichfalls die Sensoren des Sprunggelenkes einschließlich der zugehörigen Muskulatur und der höher gelegenen Gelenke an der Übersetzung der Auswirkungen der reaktiven Kräfte – beim Stehen und insbesondere beim Gehen – auf den Körper.

Wichtig ist festzustellen, dass Reize und damit Umwelteinflüsse, für die der Organismus primär keine Sensoren be-

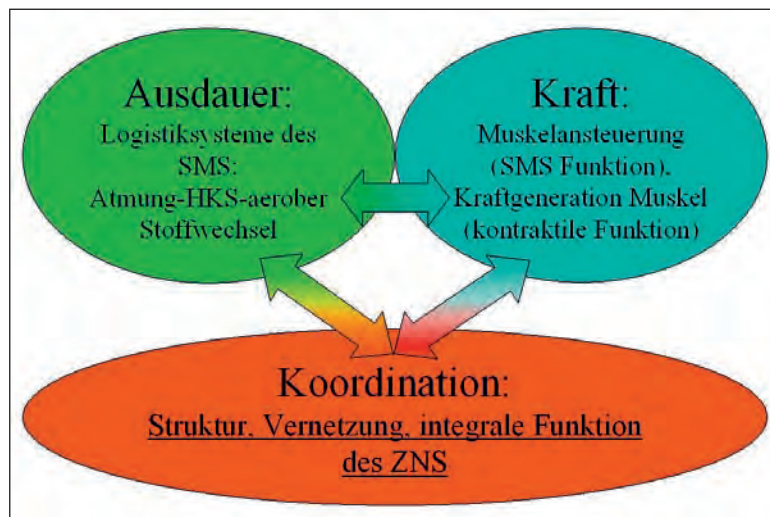
sitzt oder, wenn er durch Erkrankung, Verletzung oder das Alter Sensorverluste zu beklagen hat, ohne Übersetzung bleiben. Die physikalischen Einwirkungen und Zustände können gar nicht, nicht mehr oder nicht mehr umfänglich und empfindlich genug übersetzt und damit „zentral erkannt“ werden. Aus biologischer Sicht existieren diese Einwirkungen und Bewegungsergebnisse für den Menschen nicht oder nicht mehr im bisherigen Umfang und in der Intensität. Es entscheiden

1. das Vorhandensein,
 2. der Standort und
 3. die physiologischen Eigenschaften
- von spezifischen Sensoren über den „Sinneseindruck“, den der Mensch von seiner Umwelt erhält. Dieser „Sinnes-eindruck“ muss nicht zwingend in das „Bewusstsein vordringen“ (eine Empfindung oder Wahrnehmung auslösen), sondern kann infolge Informationsmangels in der Quantität und Qualität auch „nur“ einen negativen Einfluss auf die Bewegungsqualität haben. Die Bewegungsqualität ist wiederum ein

häufiger Faktor für die Entwicklung und Unterhaltung von Schmerzen im Stütz- und Bewegungssystem. Der Informationsmangel liegt bei Sensorverlusten bei Erkrankung oder nach Verletzungen absolut vor. Er kann aber auch durch die Verlangsamung der Informationsleitung (Alter, Entzündungen) und der Verarbeitungszeiten im ZNS durch Verspätung verursacht werden. Die Information steht nicht schnell genug zur Verfügung und bleibt unwirksam.

Die Bewegungsausführung ist als Gesamtergebnis aller Teilfunktionen des sensomotorischen Systems auf die Rückinformationen angewiesen, wobei der größte Teil des Informationsflusses subjektiv unbemerkt bleibt und sich ausschließlich in der Bewegungsqualität ausdrückt.

Noch einmal zusammengefasst: Egal welcher Art die Bewegung ist (Gehen, Laufen, Springen, Heben, ...), mit welcher Intensität (Geschwindigkeit, Kraftanstrengung, Wiederholungen pro Zeit, ...) und über welche Dau-



2 Das Sensomotorische System erbringt die Leistungen Koordination, Ausdauer und Kraft.

er (Zeitdauer, Anzahl von Wiederholungen, ...) sie ausgeführt wird, das Sensomotorische System ist immer Träger der Bewegung und es ist zu jedem Zeitpunkt jeder Bewegung mit all seinen Strukturen als Gesamtsystem aktiv. Es sei nochmals hervorgehoben, dass das Sensomotorische System während der Bewegung in seiner Funktion ein unteilbares System ist.

Ziel- und Stützensensomotorik

Das Sensomotorische System ist die aktive Komponente des Stütz- und Bewegungssystems. Es hat während jeder Bewegung gleichzeitig zwei sehr komplizierte und untrennbar verbundene Aufgaben zu erfüllen. Diese Aufgaben sind die Ziel- und die Stützensensomotorik. Zur Zielsensomotorik gehören alle Bewegungskomponenten mit denen die Person den Zweck der Bewegung erfüllt. Durch die Gehbewegung erfolgt der Ortswechsel, ein Gegenstand wird aufgenommen, ein Schriftzug entsteht auf dem Papier, ein Schuh wird „per Hand“ gefertigt, und vieles mehr.

Die konkreten sensomotorischen Aktionen der Stützensensomotorik sind für den Beobachter nicht direkt offensichtlich. Sie sind daran zu erkennen, dass die Person beim Gehen das Gleichgewicht nicht verliert, beim Anheben des Gegenstandes nicht nach vorn stürzt, der Oberkörper beim Schreiben nicht auf den Schreibtisch sinkt, der Handwerker beim Anfertigen des Schuhs aufrecht und stabil auf dem Stuhl sitzt, und so weiter. Die Stützensensomotorik sichert bei jeder erdenklichen Tätigkeit die Haltung der

Körperteile zueinander (korrektes ausgerichtetes Sitzen und Stehen), die Stellung des Körpers im Raum und die Gleichgewichtsregulation in jeder Situation. Die Stützensensomotorik ist ein untrennbarer Bestandteil jeder Willkürbewegung. Es ist keine Körperhaltung und Bewegung denkbar ohne dass die dem Ziel dienenden Muskelaktivitäten nicht gleichzeitig mit jenen zur Aufrechterhaltung von Haltung, Stellung und Gleichgewicht zwingend verbunden wären.

Das Sensomotorische System erbringt die Leistungen (Abb. 2) Koordination, Ausdauer und Kraft: Die absolute Basisfunktion ist die Koordination. Koordination bedeutet das Organisieren, Auslösen und Regeln der Bewegungen. Entsprechend der Zielstellung der Bewegung organisiert das ZNS für die Ziel- und Stützensensomotorik den Einsatz der Muskeln und Muskelgruppen. Sie werden

- zum „richtigen“ Zeitpunkt aktiviert,
- über das „richtige“ Zeitintervall der Bewegung (timing) in Funktion gehalten,
- mit der „richtigen“ Kraftentwicklung und Bewegungsgeschwindigkeit eingesetzt und
- die Funktionen der Logistiksysteme werden auf die motorische Aufgabe ausgerichtet.

Somit ist jede motorische Handlung ausnahmslos primär eine koordinative Leistung. Ausdruck einer guten Koordination ist ein zum Ziel führender, sicherer, fließender, müheloser, präziser und insgesamt ökonomischer Bewegungsablauf.

Ausdauer bedeutet koordinierte Bewegungen über lange Zeiträume mit geringer Ermüdungsentwicklung ausführen zu können. Kraft bedeutet mit einer koordinierten Bewegungsausführung hohe Lasten zu überwinden, zu halten oder abzubremesen.

Beim gesunden Menschen laufen die Bewegungen des täglichen Lebens scheinbar ohne Anstrengung mühelos und fließend ab, nachdem sie durch viele Wiederholungen „mühevoll“ erlernt worden sind. Werden Bewegungen im Training sehr häufig wiederholt (und bestehen zusätzlich günstige genetische Voraussetzungen), so können komplizierte sensomotorische Handlungen mit sehr hohem oder extrem hohem Schwierigkeitsgrad und hoher Bewegungsqualität ausgeführt werden. Das bedeutet, diese Bewegungen laufen nach tausenden Trainingswiederholungen ebenfalls scheinbar mühelos und „automatisch“ ab. Doch auch sehr gut beherrschte Bewegungen bleiben immer Willkürbewegungen, denn ihre Ausführung kann „jederzeit“ abgebrochen oder verändert werden. Eine über Jahre aufwändig und anstrengend erarbeitete hohe Qualität von Bewegungen (Leistungen in Sport, Musik, Handwerk) kann nur durch weiteres Training erhalten werden.

Das Erlernen hoher Bewegungsfertigkeiten basiert auf Strukturanpassungen im ZNS und diese werden nach dem Ausbleiben der Bewegungsanforderungen an das Gehirn wieder rückgängig gemacht. Der Mensch verlernt.

Bei einem jungen Patienten mit einer Spastik oder einem älteren nach einem Schlaganfall ist nichts mehr von der Mühelosigkeit der Ausführung der Bewegungen des täglichen Lebens wie Aufrichten aus dem Liegen, Sitzen, Stehen, Gehen, Heben oder Essen zu verspüren. Jede Bewegung wird zur großen Anstrengung und die alltäglichen Handlungen müssen in einem sehr langen Rehabilitationsprozess durch ständiges Training mühevoll neu erlernt werden. Der mögliche Lernerfolg ist sowohl von der Schädigung als auch sehr wesentlich vom frühestmöglichen Beginn und dem Umfang des systematisch und gezielt durchzuführenden Trainingsprozesses abhängig. Der Reiz für die Anregung und das Erarbeiten der Veränderungen im Gehirn benötigt zwingend hunderte Trainingsbewegungen als auslösenden Faktor

für Verbesserungen. Auch Patienten nach Gelenkverletzungen weisen häufig noch nach vielen Jahren Veränderungen der Muskelfunktionen auf. Das „fine tuning“ (Koordination) des Muskeinsatzes im Bewegungsvollzug bleibt häufig gegenüber der unverletzten Situation vermindert. Egal wo im sensomotorischen System eine vorübergehende oder bleibende Änderung durch Verletzung, Erkrankung oder Alter eintritt, es wird immer die Funktion des Gesamtsystems beeinflussen und verändern.

Organisation und Regulation

Wie wird nun eine Bewegung organisiert? Welche Vorgänge laufen ab? Welchen Einfluss haben veränderte Arbeitsbedingungen für die Bewegungsfindung und Organisation?

Die Organisation und Regulation der Bewegungen läuft immer nach einem einheitlichen Grundprinzip ab. Bevor eine Bewegung sichtbar beginnt, haben bereits sehr viele und komplexe Prozesse stattgefunden. Ohne sie wären der Bewegungsstart und die Bewegungsausführung unmöglich. Nun sollen die Schritte der Bewegungsprogrammierung kurz beschrieben werden.

1. Charakterisierung des aktuellen Zustandes

Mit diesem ersten Schritt werden wichtige Fragen für den Bewegungsstart beziehungsweise den Beginn jeder neuen Bewegungsphase beantwortet. Welchen Einfluss nimmt zurzeit die Umwelt auf den Körper? In welcher Position befinden sich die Körperteile zueinander? Wie ist der Körper im Raum positioniert? Auf welcher Unterlage steht der Mensch? Wie ist der Zustand der Muskulatur und der Gelenk-Muskeleinheiten (des neuro-arthromuskulären Systems)?

Um eine Bewegung korrekt starten zu können, muss dem ZNS der aktuelle Ausgangszustand der Körperhaltung im Raum, der Stellung der Gelenke sowie der Körperteile zueinander und der Längen- und Spannungsverhältnisse in den Muskel-Gelenk-Einheiten bekannt sein. Ohne dieses umfassende und detaillierte „Wissen“ kann das ZNS eine sichere, zielgerichtete und fließende Bewegung unmöglich beginnen.

Nachdem also das ZNS die „Bewegungsaufgabe festgelegt“ hat, stehen die Sensoren mit ihrem „Gesamtset an

Informationen“ an der ersten Stelle des Funktionskreises der Bewegung. Bei den Patienten ist zusätzlich die „Schmerzsituation“ eine sehr wichtige Informationsbasis. Die Schmerzinformationen haben ausgeprägt modifizierende Auswirkungen auf das Bewegungsprogramm und den Bewegungsverlauf. Die Sensorinformationen nehmen immer eine Schlüsselstellung ein.

Das ZNS als „entwerfender, regelnder und kontrollierender Zentralcomputer“ ist ohne die afferenten Informationen handlungsunfähig oder mehr oder weniger in seiner Handlungsfähigkeit beeinträchtigt.

Selbst die extrem hohe Kapazität der Informationsverarbeitung im ZNS reicht nicht aus, um die Informationen aller Sensoren verarbeiten zu können. Ein wichtiges Ergebnis des Lernens von Bewegungen ist das motorische Gedächtnis. Durch die „Erfahrungen“ von sehr vielen Wiederholungen kann das ZNS damit helfen, die wichtigsten Informationen auszuwählen. Die unbedeutenden werden weggefiltert. Dieser Auswahlprozess entscheidet darüber, mit welcher Güte die Ausgangspositionen bestimmt werden und mit welcher Qualität die Bewegung begonnen und geführt werden kann.

2. Auswahl der sensomotorischen Bewegungsstrategie

Im zweiten Schritt muss die Frage beantwortet werden, mit welcher Bewegungstechnik das Ziel erreicht werden soll. Es muss über die Bewegungsstrategie entschieden werden. Mit der Bewegungsstrategie wird zugleich die Grundlage für eine eventuell notwendige Bewegungskorrektur zur Verfügung gestellt.

Bei der sensomotorischen Strategie geht es primär nicht um den Einsatz von Muskeln, sondern um die komplexe Planung der Bewegungshandlung. „Es gilt festzulegen, was für ein Haus für den gewünschten Zweck gebaut werden soll.“ Kriterium und Merkmal der Strategie ist die Vorstellung vom Bewegungserfolg. Dies lässt sich besonders gut anhand von Situationen in Spielen sichtbar machen. In einer Ballsportart kommt es darauf an, mit der Bewegungshandlung den Ball im gegnerischen Tor unterzubringen. Die Auswahl der Bewegungsstrategie (Mit welchem Bewegungskomplex das Ziel erreichen?) wird situativ und besonders vom sensomotorischen Trainings-

zustand des Spielers abhängig sein. Mit welchem Bewegungsablauf schafft er es am besten, den Gegner zu umspielen oder mit welcher Schusstechnik kann der Ball am sichersten platziert werden? Da sich in Spielen konkrete Situationen im Detail nie hundertprozentig wiederholen, sind sie zugleich das beste Instrument für einen vielfältigen und variablen Lernprozess.

Eine Bewegungsregulation ist ausschließlich möglich, wenn ein „Referenzwert“ oder „Sollwert“ vorhanden ist, mit dem ein reales Ergebnis verglichen werden kann. Der „Referenzwert“ wird mit der Vorstellung und Vorwegnahme des Bewegungsergebnisses, der Antizipation, zur Verfügung gestellt. Auf der Basis der ausgewählten sensomotorischen Strategie werden die durch die Bewegungsausführung erwarteten Rückinformationen vorausberechnet und als „Sollwert“ im Kurzzeitspeicher abgelegt. Er steht nun zum Abgleich zur Verfügung.

3. Erarbeitung des Bewegungsprogramms und Ausführung

Mit dem dritten Schritt wird das konkrete Ansteuerungsprogramm für die Muskelgruppen erarbeitet und sie werden koordiniert in Funktion gesetzt.

Zeitlich überlappend mit der Auswahl der sensomotorischen Strategie, der Ergebnisvorwegnahme und der „Sollwertberechnung“ wird das Bewegungsprogramm erstellt. Das sensomotorische Gedächtnis hat auch in diesem Arbeitsschritt eine prägende Funktion. Als Ergebnis aller bisherigen Arbeitsschritte findet nun die Bewegung statt. Anhand ihrer Qualität und Ökonomie kann der aktuelle Leistungsstand oder auch der Lernfortschritt des Sensomotorischen Systems hinsichtlich der Bewegungskoordination und dem Repertoire der Bewegungsvielfalt beurteilt werden.

Die ablaufende Bewegung ist jetzt selbst der „Reiz“ für die verschiedenen Sensoren. Die nun real aufsteigenden bewegungsinduzierten Rückinformationen können mit den vorausgerechneten „Sollwerten“ verglichen werden. Besteht Übereinstimmung, wird die Bewegung wie primär geplant fortgesetzt. Wenn jedoch Abweichungen erkannt werden, können Bewegungskorrekturen organisiert werden.

Bewegungsregulationen über die Fußsohle

Die Informationen der Mechanorezeptoren der Fußsohle sind mit den Muskeln des Beines verbunden (Fremdreflex). Sie können durch Bahnung und Hemmung konkrete gerichtete Muskelkontraktionen veranlassen und unterhalten. Gleichfalls können sie den Erregungszustand der motorischen Nervenzellen für die Muskeln der unteren Extremität positiv oder negativ beeinflussen. Als sensomotorischer Grundbaustein sind diese Reaktionen an der Gangmotorik beteiligt. Ebenso können sie kompensierende Bewegungen hervorrufen oder unterstützen, um Bodenunebenheiten zu begegnen oder schmerzhaften Reizen auf die Fußsohle auszuweichen.

Tritt ein Mensch auf einen schmerzauslösenden Gegenstand, veranlassen die aufsteigenden Informationen von der Fußsohle das Beugen im Knie- und Hüftgelenk. Das Bein wird von der schmerzauslösenden Quelle entfernt.

Auf der anderen Seite wird die Kontraktion der Streckmuskulatur hervorgerufen (Beugereflex mit gekreuztem Streckreflex). Damit kann der Einbeinstand und zugleich mit der Reaktion der Rumpfmuskulatur das Gleichgewicht gesichert werden. Des Weiteren informieren sich die Muskeln untereinander und regen sich gegenseitig zu abgestimmter Arbeit an. Zum Beispiel sind die prätibial liegenden Muskeln mit dem Streckmuskel des Kniegelenkes verbunden. Auswirkungen der Position des Sprunggelenkes auf die Position des Kniegelenkes können so hervorgerufen werden.

Die Sensorinformationen haben also zwei Aufgaben: Sie sind die Basis für das Erkennen der aktuellen Situation und Gelenkstellung durch das ZNS und zugleich beteiligen sie sich direkt als „regulierende Stimuli“ an den gerichteten Muskelaktionen im Rahmen des ablaufenden willkürlichen Bewegungsprogramms. Sie sind ein Element des sensomotorischen „fine tunings“ für die arthro-muskulären Einheiten und deren Zusammenspiel. Sie haben „im Hintergrund“ eine wichtige koordinierende Wirkung für die muskulären Aktivitäten des Willkürbewegungsprogramms.

Beeinträchtigung des Systems

Damit wird umgehend verständlich, warum und wie

- veränderte Fußformen mit veränderten anatomischen und funktionellen Verhältnissen,
 - Funktionsstörungen im Gelenkspiel und in Gelenkketten und
 - Verletzungen oder degenerative Erkrankungen von Gelenkstrukturen
- einen wesentlichen Einfluss auf die Ausführung und Regulation von Bewegungen haben.

Das Sensomotorische System ist auf seiner sensorischen Seite strukturell und funktionell beeinträchtigt. Jede degenerative Strukturveränderung (Entwicklung von Fußdeformitäten) oder auch Zerstörung (Verletzungen) der „äußerlich scheinbar passiven Gelenkstrukturen“ führt zu Funktionsabweichungen in den neuro-arthro-muskulären Einheiten. Diese werden von den Sensoren nach zentral gemeldet. Je nach Standort und Umfang des pathologischen Geschehens ist eine unterschiedliche Anzahl von Sensoren einbezogen, deren Übersetzungsleistungen sich quantitativ und qualitativ ändern oder sogar fehlen. Es stehen Informationsquellen zur feinjustierenden Charakterisierung der Ausgangs- und der bewegungsbedingten Folgepositionen sowie des örtlichen Zustandes nicht mehr wie vorher zur Verfügung. Dieses „fehlende Wissen“ kann das Gehirn trotz seiner ausgeprägten Anpassungsfähigkeit nicht mehr hundertprozentig kompensieren. Alle Vorgänge und Prozesse, die auf diesen Informationen beruhen, sind unweigerlich verändert.

Veränderter Bewegungsvollzug

Der Umfang und die Auswirkungen der Veränderungen im Bewegungsvollzug sind sehr variabel und stehen mit

1. dem Ort und dem Umfang der Sensorausfälle,
2. der „zentralen Wertigkeit und Wichtigkeit“ der jeweiligen Sensorinformationen,
3. der situativ wechselnden Bedeutung ihrer Informationen und
4. dem vorherigen Trainingszustand im Zusammenhang.

Es kommt zu Konflikten mit dem „bisherigen durch Strukturveränderungen unbeeinflussten Bewegungsprogramm“. Die aufsteigenden Informationen passen nicht mehr zu den bisher erarbeiteten und abgespeicherten Erfahrungen im sensomotorischen Gedächtnis. Es kommt zu Koordinationsstörungen, die den Bewegungsablauf

unökonomisch machen und qualitativ verschlechtern. Dadurch werden die Abweichungen zwischen „der gesunden Bewegungserfahrung“ und den aktuellen Abläufen noch größer und damit auch die Konflikte im ZNS. Jede Veränderung der peripheren Ausgangsposition verändert das afferente Informationsset und damit die Güte der Bewegungsregulation. Dies erfolgt in beide Richtungen.

Wirkmechanismen der Einlagen

Sensomotorische Einlagen nähern die Fußform den „normalen“ anatomischen Verhältnissen wieder an, ohne Bewegungseinschränkungen durch Fixierungen hervorzurufen. Damit wird zugleich indirekt das „Set“ der aufsteigenden Informationen „normalisiert“. Es wird direkt ein wesentlicher Einfluss auf die Stellung und den Bewegungsablauf des Fußes und des Sprunggelenkes sowie der gesamten Gelenk-Muskulatur nach oben ausgeübt. Das aufsteigende Set an Informationen aus der Haut, den Gelenkstrukturen und

der Muskulatur wird in Richtung der bisherigen sensomotorischen Gedächtniserfahrung zurückgeführt. Ausweich- und Kompensationsbewegungen können minimiert werden. Bei primären Schädigungen wird das „Informationsset den biologisch vorgeprägten, üblichen Verhältnissen“ des Gelenk- und Muskelzusammenspiels des Menschen angenähert.

Bei der Spastik zum Beispiel können zum Bewegungsablauf gehörende Dehnungen vermindert werden, weshalb der enthemmte Eigenreflex reduziert und die Bewegung weniger gestört wird. Die Bewegungen können wieder besser mit dem sensomotorischen Repertoire durchgeführt werden. Sie verbessern die Qualität über eine neue Ausgangsposition und die Muskelaktivitäten können dem gewünschten Willkürablauf mehr entsprechen.

Außerdem nähern die Einlagen das Informationsmuster aus der Fußsohlenhaut durch gezielte mechanische Stimulationen – oder durch die Wegnahme von Stimulationen – dem des

„normalen Ganges“ an. Mitunter wird es sogar „überproportional in diese Richtung“ verändert, weil die Sensoren unempfindlicher geworden sind oder ihre Anzahl vermindert ist. In der Folge fließen wieder Informationen, mit deren Hilfe die reflektorischen Grundbausteine besser in dem willkürlichen Bewegungsvollzug des Gehens eingesetzt werden können. Es normalisiert sich über die Rückführung der Fußform die Funktion. Über die Funktion plus der zusätzlich „kompensatorisch wirkenden gezielten Hautstimulation“ das „Set aufsteigender Informationen“ für die Bewegungsregulationen. Die zusätzlichen Stimulationen und die veränderten Ausgangspositionen und dynamischen Abläufe haben einen verbesserten Bewegungsvollzug zur Folge. Das Bewegungsprogramm wird immer der mechanischen Situation und Funktionsfähigkeit angepasst, die wiederum Quelle von Informationen für das ZNS sind. ■

Daniela Ohlendorf, Jörg Natrup:

Das Individuelle beweisbar machen – Messmethoden zum Wirkungsnachweis sensomotorischer Einlagen

Zusammenfassung:

Um den Einfluss sensomotorischer Einlagen auf die Körperhaltung des Menschen nachweislich zu belegen, kann sich die Wissenschaft verschiedener Messmethoden bedienen. Die Autoren stellen die Rückenscannung, die instrumentelle Ganganalyse, die Elektromyographie (EMG) sowie die Fußdruckmessung als geeignete Verfahren vor. Die jeweilige Messmethode wird erklärt und eventuelle Einflussfaktoren auf das Messergebnis ebenso diskutiert wie die Möglichkeiten und Grenzen, die die Methode aufzeigt.

Anhand einer eigenen Messreihe mit 22 mit sensomotorischen Einlagen versorgten Probanden wird die kombinierte Anwendung der Messverfahren demonstriert. Die Auswertung zeigt eine Reihe signifikanter Messergebnisse, belegt aber auch, dass nicht mit jeder Messmethode signifikante Auswirkungen der Einlagen nachzuweisen sind, da letztlich jede Methode etwas anderes misst und beweist.

Aus diesem Grund plädieren die Autoren für eine kombinierte statt einer isolierten Anwendung der vorgestellten Messmethoden, damit sich der umfassende Nachweis der Wirkweise sensomotorischer Einlagen in Zukunft erbringen lasse.

Jeder Mensch besitzt ein natürliches Bewegungsspektrum, das eine große Variabilität aufweist. Zudem unterliegt jede Bewegung ihren normalen Schwankungen und ist daher niemals exakt zu reproduzieren.

Verschiedene körperinterne Ausgleichsprozesse führen dazu, dass Bewegungen zwar auf den ersten Blick genau gleich erscheinen, es allerdings nicht sind. Diese Ausgleichsprozesse finden unter anderem über das sensomotorische System, das Vestibularorgan oder die Augen statt. So werden die an der Bewegung beziehungsweise Körperhaltung beteiligten Muskelgruppen (Agonisten, Synergisten oder Antagonisten) koordiniert und lassen Schwankungen so gering wie möglich erscheinen. Um gezielt hervorgerufene Varianzen aufzudecken, die die Körperstatik beziehungsweise -dynamik nachhaltig beeinflussen und verändern, werden technische Verfahren eingesetzt.

Eine Methode der gezielten Haltungsänderung soll das Tragen von sensomotorischen Einlagen sein. Einige ausgewählte technische Messverfahren, die den Effekt der Einlagen von den natürlichen Schwankungen der menschlichen Natur abgrenzen sollen, werden im Folgenden näher erläutert und anhand einer Untersuchungsreihe anschließend kritisch betrachtet.

Technische Messverfahren Rückenscannung

Bei der Rückenscannung handelt es sich um ein statisches Verfahren, bei dem Lichtprojektionen auf die Rückenoberfläche der zu vermessenden Person geworfen werden, die eine Kamera dreidimensional aufzeichnet. Es entsteht ein Tiefenbild des Rückens mit x-, y- und z-Koordinaten aller gemessenen Punkte. Das dazugehörige Softwareprogramm erkennt bestimmte, zuvor festgelegte anatomische Fix-

punkte. So ist es möglich, über mathematische Verfahren Fehlhaltungen des Rückens, wie eine Lordose oder Kyphose, eine skoliotische Fehlhaltung, einen Becken- und/oder Schulterschiefstand sowie eine Rotation im Beckenbeziehungsweise Schulterbereich zu dokumentieren.

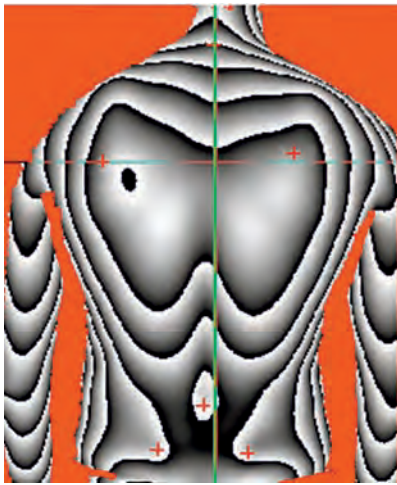
Die Erstellung eines dreidimensionalen Bildes basiert auf den physikalischen Grundlagen der Triangulationstechnik. Zu den Messverfahren der Triangulationstechnik zählen der codierte Lichtansatz und das Phasenshiftverfahren. Beide werden mit dem Lichtschnittverfahren kombiniert, so dass Objektberechnungen hinsichtlich der Höhe oder der Rotation erstellt werden können. Zuerst wird der genaue Ort eines festgelegten Oberflächenpunktes des Objektes über Winkelberechnungen bestimmt. Diese Winkel entstehen dadurch, dass der Lichtstrahl des Projektors und der Aufnahmewinkel der Kamera, die den reflektierten Lichtstrahl des Projektors aufnimmt, aus zwei verschiedenen Positionen auf den zuvor festgelegten Oberflächenpunkt auftreffen. Unter Beachtung des Winkels zwischen dem Projektor und der Kamera kann aus der veränderten Lichtlinie im Bild die Höhe des dreidimensionalen zu vermessenden Objektes berechnet werden.

Anstelle eines Lichtstrahls werden mehrere Lichtbündel auf das Objekt projiziert, so dass Hell-Dunkel-Abstufungen wie ein Lichtschnitt wirken und ein Liniengitter erzeugen. Durch die Aufnahme an Sequenzen von Bildern lässt sich jede Projektionslinie genau zuordnen und gestattet dadurch Aussagen über eine Höhenveränderung beziehungsweise eine Verschiebung des zu vermessenden Objektes. Demzufolge können die dreidimensionalen Koordinaten der Orientierungspunkte in einem berührungs- und rückwir-

Anschrift der Verfasser:

Dr. Jörg Natrup
Gesellschaft für Biomechanik
Münster mbH GeBioM
Johann-Krane-Weg 21
48149 Münster
E-Mail: Natrup@gebiom.de

Daniela Ohlendorf
Deine Haltung e. V.
Johann-Krane-Weg 21
48149 Münster
E-Mail: Danni.oh@web.de



1 Phasenbild der Rückenoberfläche (Bild: ABW GmbH).

kungsfreien Verfahren flächendeckend aufgenommen und mit einer Genauigkeit im Subpixelbereich wiedergegeben werden. Es entsteht ein höhenabgestuftes Bild (Abb. 1).

Nach der Aufnahme der Rückenoberfläche wird diese in einem Softwareprogramm komplett dreidimensional dargestellt. Innerhalb von zwei Sekunden ist die Messung abgeschlossen und ein dreidimensionales Bild auf dem Bildschirm zu sehen. Um Aussagen über die Rückenstatik beziehungsweise Fehlhaltungen der vermessenen Person äußern zu können, werden über mathematische Verfahren anhand der zuvor festgelegten Orientierungspunkte die bereits oben erwähnten Komponenten ersichtlich. Darüber hinaus

können mit Hilfe der Rückenscannung in einem variablen Zeitintervall Veränderungen und die Wirkungsweise von orthopädischen Hilfsmitteln, wie zum Beispiel die der sensomotorischen Einlagen, nachgewiesen werden. Die Veränderung ist aus einem Vergleich einer Neutralmessung mit einer Messung, bei der die sensomotorischen Einlagen getragen wurden, erkennbar.

Bei der Durchführung einer Messung beziehungsweise bei der Erfassung der dreidimensionalen Koordinaten der Orientierungspunkte ist zu beachten, dass diese nur so gut sein kann wie die Genauigkeit und Zuverlässigkeit, mit der die Marker (anatomische Fixpunkte) am zu vermessenden Rücken positioniert werden. Die maximale Variation hierfür wurde mit unter zwei Prozent festgestellt (Natrup u. a. 2004). Weiterhin sollte beachtet werden, dass ein Mensch permanente Körperausgleichsbewegungen vollzieht, die sich um den Körperschwerpunkt bewegen, um das Gleichgewicht im freien Stand zu halten (vgl. Ludwig/Fuhr S. 32). Aus diesem Grund sollte nicht nur eine einzige Messung durchgeführt, sondern mehrfach wiederholt gemessen werden (mindestens drei Messungen), so dass die Mittelwerte der Messungen ein aussagekräftigeres Ergebnis bieten.

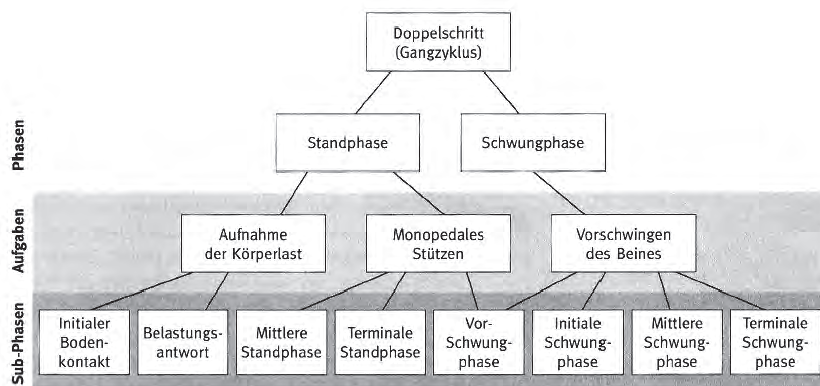
Instrumentelle Ganganalyse

Neben dem statischen Messverfahren der Rückenscannung können mit einer

funktionellen Ganganalyse dynamische Veränderungen durch das Tragen sensomotorischer Einlagen dargelegt werden. Über spezielle Kameras werden Signale der an Rumpf und Extremitäten befestigten Marker aufgenommen, so dass mittels der entsprechenden Computersoftware die Gelenkwinkel und Gelenkmomente oder Beschleunigungen von Körpersegmenten während des Gehens aufgezeichnet werden. Zudem kann über Kraftmessplatten, die in die Gehstrecke eingelagert sind, die Bodenreaktionskraft gemessen werden. Ferner sind Aussagen über die Gehgeschwindigkeit sowie die Schrittlänge und die prozentuale Verteilung der Stand- und Schwungphase möglich. Anhand dieser Komponenten kann anschließend das individuelle Gehverhalten beurteilt werden.

Bevor auf Veränderungen des individuellen Gehverhaltens, die beispielsweise durch das Tragen der sensomotorischen Einlagen hervorgerufen werden können, eingegangen werden kann, ist ein fundamentales Wissen über die Kriterien eines „normalen“ Ganges unabdingbar.

Ein normaler Gang ist ökonomisch, das heißt dass mit minimalem Energieaufwand und Gelenkwinkelverschleiß Bewegungsausführungen resultieren. Dies ist nur dann möglich, wenn der komplette Gangzyklus, der sich von einem Fersenstoß bis zum nächsten desselben Fußes erstreckt, seine entsprechenden Phasen einhält.



2 Gliederung des Gangzyklus nach Perry (2003, S. 4)

Laut Perry (2003) setzt sich der Gangzyklus aus einer Standphase (60 Prozent) und einer anschließenden Schwungphase (40 Prozent) zusammen. Weitere Feinabstufungen, die innerhalb der Stand- und Schwungphase erfolgen, sind der Abbildung 2 zu entnehmen.

Bei einer funktionellen Ganganalyse geht die zu testende Person mehrmals auf der Gehstrecke entlang. Whittle (2002) fordert hierfür eine 10 bis 12 Meter lange Gehstrecke, so dass Personen mit schnellem Gang oder großen Schritten ihren Gang aufnehmen können, bevor die eigentliche Messung startet. Sie können sich so an die Strecke gewöhnen, ohne dass ihr individuelles Gehverhalten eingeschränkt wird. Sollen die Bodenreaktionskräfte ebenfalls bestimmt werden, sind meistens Kraftmessplatten in den Boden der Gehstrecke eingelassen. Von Vorteil sind diesbezüglich zwei hintereinander angeordnete Platten, um einen gesamten Schrittzzyklus, das heißt einen rechten und einen linken Schritt, zu erfassen.

Um eine komplette Bewegungsanalyse durchführen zu können, müssen prominente Bezugspunkte vorab definiert werden. Diese markanten Körperpunkte werden als Bezugspunkte für weitere Berechnungen genutzt. An ihnen werden meistens Marker befestigt. Diese können aus reflektierenden Materialien sein und als „passive Marker“ einfach aufgeklebt werden. Oder es handelt sich um „aktive Marker“, die über ein Verbindungskabel mit einer Systemeinheit in Kontakt stehen.

Bei der Aufnahme der Messungen werden über Lichtschranken Signale weitergeleitet, mit denen die Aufnahmezeit der Datenerfassung begrenzt

wird. Anschließend werden die Signale jeder Kamera und die Daten der Bodenreaktionskraftmessplatten zur Datenstation weitergeleitet und dort zu einem Gesamtbild vereint. Individuelle Patientenangaben über das Gewicht, die Körpergröße oder die Knie- beziehungsweise Knöchelweite komplettieren die Daten und ermöglichen dann eine optimale Berechnung der gewünschten Parameter.

Um Messergebnisse verschiedener Ganganalyselabore vergleichen zu können, wäre es sinnvoll, sich an einer einheitlichen Markerpositionierung zu orientieren.

Elektromyographie (EMG)

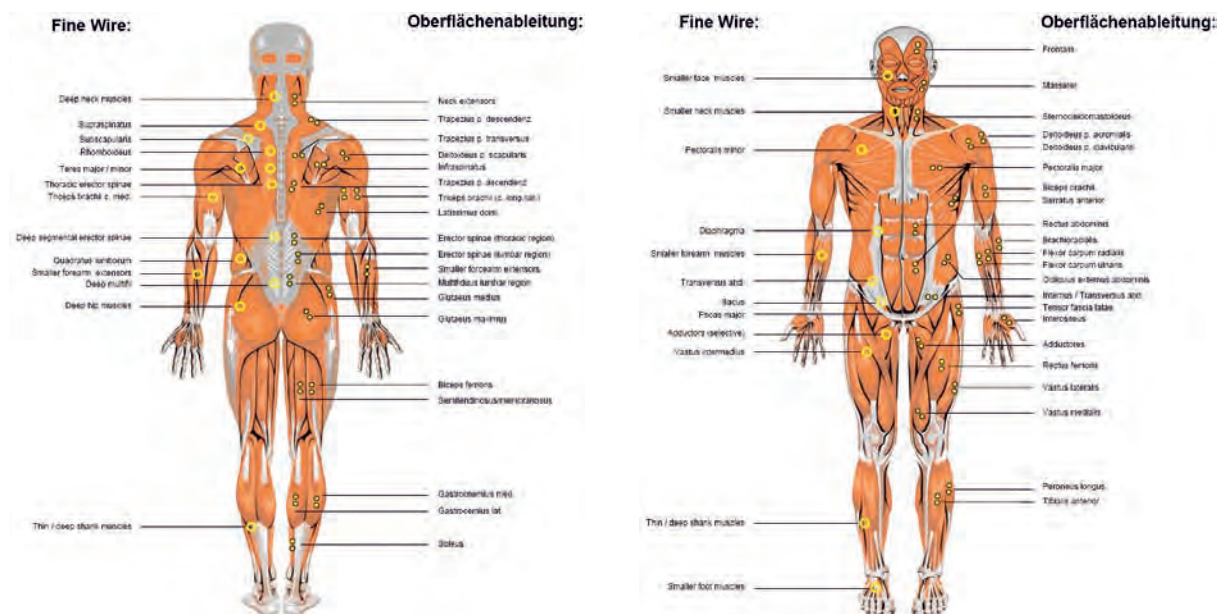
Sowohl in der Stand- als auch in der Schwungphase ist der Körper darauf bedacht, Energie zu sparen. Dies versucht er über einen ökonomischen Muskeleinsatz. Dieser beziehungsweise seine elektrische Aktivität kann mittels eines Elektromyogramms (EMG) nachgewiesen werden. In Kombination mit einer Ganganalyse wird die muskuläre Aktivität speziell ausgesuchter Muskeln über den gesamten dynamischen Bewegungsablauf des Gangzyklus innerhalb einer Messung verfolgt. Als eigenständiges Messverfahren kann eine Elektromyographie bei statischer Haltung und bei dynamischen Bewegungen über einen bestimmten Zeitverlauf die Muskelaktivität messen.

Generell handelt es sich beim EMG um ein Verfahren, mit dem über Oberflächen- oder Nadelelektroden die elektrische Aktivität des Muskels innerhalb eines definierten Zeitraumes gemessen werden kann. Das Signal korreliert mit der Anzahl der erregten Muskelfasern und der Muskelspannung des jeweiligen Muskels. Ziel des EMGs

ist es herauszufinden, ob und mit welcher Intensität ein Muskel aktiv ist. Die Messung eines Muskels allein ist meistens nicht aussagekräftig, daher ist es immer zu empfehlen, die Aktivität mehrerer in Beziehung stehender Muskeln zu messen, wie zum Beispiel Agonist und Antagonist, Agonist und Synergist oder ein Agonist und sein Pendant der anderen Körperseite.

Bei biomechanischen Messungen sind Oberflächenelektroden zu bevorzugen. Sie lassen sich aufgrund ihrer nicht invasiven Anwendbarkeit einfacher und schneller auf dem Körper platzieren und sind daher in Untersuchungen mit Bewegungsabläufen den Nadelelektroden vorzuziehen. Insbesondere großflächige Muskeln nahe der Körperoberfläche können mittels des Oberflächen-EMGs gut erfasst werden. Für eine exakte EMG-Messung ist neben einer einwandfreien Hautvorbereitung eine optimale Elektrodenplatzierung bedeutend. Bei der Hautvorbereitung (Konrad 2005) kann auf verschiedene Methoden zurückgegriffen werden. Am geläufigsten ist das Abreiben der Haut mit Alkohol, um den Hautleitwiderstand (Impedanz) zu verringern. Zusätzlich wird ein guter Kontakt zwischen der Elektrode und der Haut erzielt. Sollten zu viele Haare das Befestigen der Elektroden beeinträchtigen, empfiehlt sich eine Rasur dieser Stelle.

De Luca (1997) weist darauf hin, dass beim Aufkleben der Elektroden darauf zu achten ist, dass sie immer paarweise und parallel zum Faserverlauf direkt auf dem Muskelbauch geklebt werden. Eine Palpation des Muskels unterstützt das Finden des Muskelbauches. Ein Elektrodenpaar fasst dabei alle erzeugten Aktionspotentiale der aktiven motorischen Einheiten innerhalb des Muskels als unterschiedlich stark auf. Je mehr Muskelfasern von der ableitenden Oberfläche erfasst werden, desto besser ist die Amplitude des EMG-Signals. Konrad und Freiwald (1997) weisen darauf hin, dass keine Aussage über einzelne motorische Einheiten getroffen werden kann. Es kann nur die Summe der Aktionspotentiale über neu hinzukommende motorische Einheiten (Rekrutierung) oder über eine steigende Feuerungsfrequenz (Frequenzierung) gemessen werden. Auf diese Weise ist auch das jeweilige Kraftniveau beziehungsweise die Intensität einer Muskelkontraktion steu-



3 Anatomische Positionen ausgewählter Elektrodenmesspunkte. Die linken Messpunkte zeigen tiefliegende Muskeln und Positionen für Feinkabelelektroden. Die rechte Seite listet die Oberflächenmuskeln und gleichzeitige Ableitpositionen auf. Links dorsale Ansicht, rechts frontale Ansicht.

erbar, was sich ebenfalls auf die Höhe und die Dichte eines EMG-Signals auswirkt.

Aus biomechanischer Sichtweise sind drei Verwendungsmethoden eines Oberflächen-EMGs zu erwähnen: Der Nachweis einer Muskelinitiierung, die Herstellung eines Zusammenhangs zwischen Muskelkraft und EMG und der Einsatz als Indiz der Muskelermüdung (Whittle 2002). Die häufigsten Parameter, die bei der Auswertung der Daten in Betracht gezogen werden, sind das integrierte EMG, die mittlere Amplitude oder Minimal- beziehungsweise Spitzenwerte.

Allerdings muss beachtet werden, dass eine EMG-Messung nicht zwischen konzentrischer, isometrischer oder exzentrischer Kontraktion unterscheiden kann. Daher ist die Beziehung zwischen der EMG-Aktivität und dem Ausmaß der Kontraktion nur als solche zu betrachten.

Obwohl das EMG als ein wissenschaftliches objektives Verfahren anerkannt ist (Engelhardt/Freiwald 1997), existieren einige Einflussfaktoren, die den Amplitudenausgang beeinträchtigen können. Hierzu zählen unter anderem eine falsche Elektrodenplatzierung, die Filterungsfunktion des Fettgewebes (Isolationseffekt), ein Sinken des EMG-Signals aufgrund zu hohen Hautwiderstandes, die Überlagerung des EMGs von EKG-Werten bei Messungen im Brustraum, der Einfluss von ak-

tiven benachbarten Muskeln („cross-talk-Effekt“) sowie Elektrodenbewegungen bei dynamischen Messungen (vgl. Abb. 3).

Im Hinblick auf einen Nachweis der Wirkungsweise der sensomotorischen Einlagen können unter anderem die Fragen beantwortet werden, wie aktiv der abgeleitete Muskel an sich ist, ob er durch das Tragen mehr oder weniger aktiv ist und wie der Rechts-Links-Vergleich zu beurteilen ist.

Fußdruckmessung

Um genauere Aussagen über die Lastverteilung im Stand oder Gang zu erhalten, wird die elektronische Fußdruckmessung eingesetzt. Der messtechnische Unterschied zur reinen Kraftmessung ist der Einsatz von vielen Sensoren, die sich über die Belastungsfläche verteilen. Die elektronische Verschaltung geht auf das Multiplex-Verfahren von Nicol & Hennig (1976) zurück. Hierbei werden die Signale der Sensoren matrixförmig in Zeilen und Spalten abgefragt. Weitere Grundlagen zum Messverfahren und dessen Anwendung sind bei Nicol & Rusteberg (1993) nachzulesen.

Grundsätzlich kann in einen statischen und einen dynamischen Einsatz der Messtechnik differenziert werden. Für die Ermittlung der Druckverteilung in der Statik finden im Allgemeinen Druckmessplattformen Verwendung. Ein Proband stellt sich auf eine Platt-

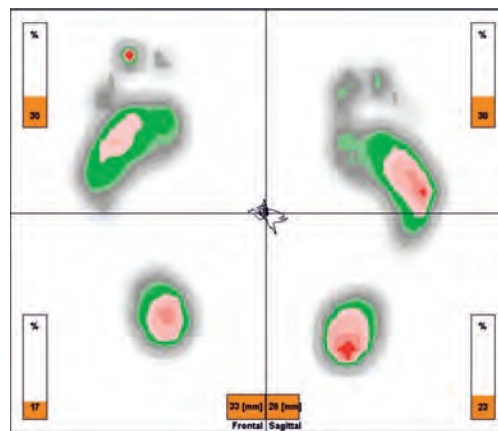
form und bleibt über einen gewissen Zeitraum (etwa 30 Sekunden) möglichst ruhig stehen. Zur Beurteilung der Körperstatik werden die Lage und der Verlauf des Kraftangriffspunktes ausgewertet (Abb. 4). Im Wesentlichen ist dabei von Interesse, wie stark die Schwankungen über den gesamten Messzeitraum sind und wie weit der Angriffspunkt nach anterior – posterior sowie nach medial – lateral verlagert wird. In diesem Zusammenhang ist die Frage interessant, ob diese Parameter durch das Unterlegen von sensomotorischen Einlagenelementen zu beeinflussen sind.

Für dynamische Messungen können ebenfalls Druckmessplattformen eingesetzt werden. Eine oder mehrere Plattformen sind in eine Messstrecke eingelassen. Ein Proband wird vermessen, indem er einen Fuß während der gesamten Messstrecke auf die Plattform setzt. Eine Alternative hierzu ist der Einsatz einer Messsohle im Schuh. Beide Verfahren haben Vor- und Nachteile: Die Messung im Schuh ist rückwirkungsfrei, weil die Konzentration auf das Treffen der Messfläche entfällt. Demgegenüber besitzt die Plattform eine bessere räumliche Auflösung (mehr Sensoren pro Fläche) und birgt nicht die Problematik von Biegeeffekten, wie sie auf einer Fußbettung zu Fehlern führen können. Insgesamt entscheiden die Größe (Bauhöhe und Ausdehnung), Anzahl und Genauigkeit

der Sensoren sowie ihre Befestigung (Flexibilität) über den mehr oder weniger großen Einfluss von Messfehlern (Natrup 1999). Ferner ist das Verfahren der Kalibrierung in diesem Zusammenhang von großer Bedeutung.

Die wesentlichen Auswertungsparameter sind der maximale Druck, die belastete Fläche, der Kraft-Zeit-Verlauf sowie das Kraft-Zeit-Integral. Diese sind für den gesamten Fuß und für einzelne Fußzonen separat zu analysieren

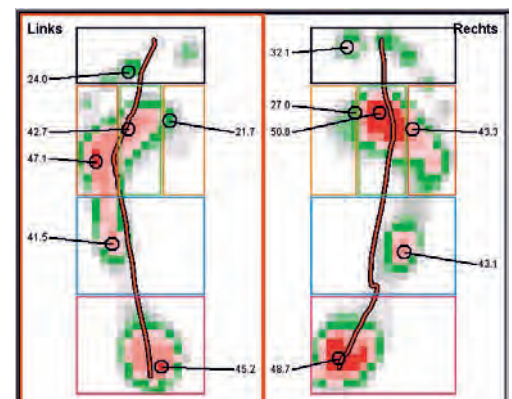
(Abb. 5). Ferner liefert der dynamische Verlauf des Kraftangriffspunktes (häufig auch als Ganglinie bezeichnet) Informationen über die Fußabrollung vom Fersenauftritt über den mehr medialen oder mehr lateralen Verlauf im Mittelfuß sowie den abschließenden Zehenabdruck. Für alle diese Parameter ist der Einfluss von sensomotorischen Einlagen ebenfalls von Interesse.



4 Druckverteilung und Kraftangriffspunkt in der Statik.

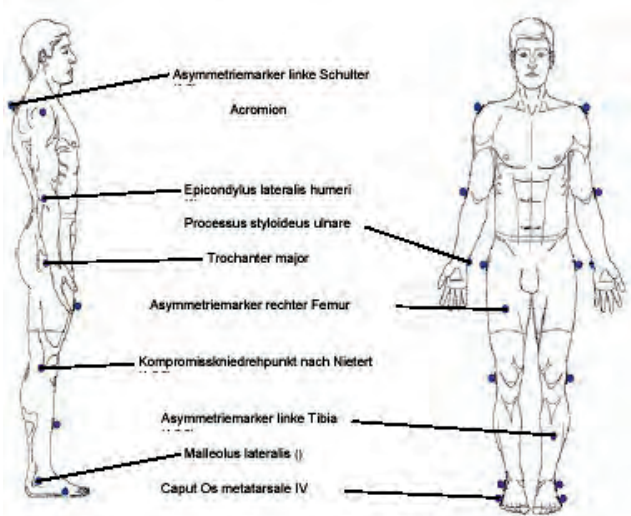
Eigene Studie

Beispielhaft sollen im Folgenden die Durchführung und erste Ergebnisse einer Studie dargestellt werden, bei der die oben aufgeführten Verfahren Anwendung finden. An der Untersuchung nahmen 22 Probanden teil, die über haltungsbedingte Beschwerden klag-



5 Druckverteilung und Kraftangriffspunkt in der Dynamik.

ten und daher sensomotorische Einlagen getragen haben. Ziel ist es, Erkenntnisse über die Wirkungsweise der sensomotorischen Einlagen zu erhalten. Ferner sollte die Frage geklärt werden, ob ein wissenschaftlicher Nachweis für eine Veränderung der Körperhaltung gefunden werden kann.



6 Marker-konvention (Bild: Ganganalyse-labor der Firma Otto Bock in Göttingen).

Alle Testpersonen wurden vor dem Start der Untersuchungsreihe nacheinander mit den vier Messsystemen vermessen. Dann haben sie über einen längeren Zeitraum ihre individuell angefertigten Einlagen getragen, bevor sie abschließend erneut vermessen wurden.

Anhand der einzelnen Messtechniken konnte bewiesen werden, dass sensomotorische Einlagen eine Veränderung der Körperstatik und -dynamik bei haltungsbedingten Beschwerden bewirken können. Die subjektive Aussagen der Probanden, dass ihre Beschwerden durch das Tragen der Einlagen gelindert worden sind, bestätigen die Ergebnisse.

Rückenscannung

Bei der Rückenscannung wurden sechs anatomische Fixpunkte (C7, L3, höchster Punkt beider Schulterblätter, und beide SIPS-Punkte) auf der Rückenoberfläche markiert. Mit fünfprozentiger Irrtumswahrscheinlichkeit konnte festgestellt werden, dass sich nach der Tragezeit der sensomotorischen Einlagen die Höhe der beiden SIPS-Punkte verändert. Demnach hat sich auch ein möglicher Beckenschiefstand verändert. Werden nach der Eingangsmessung die Probanden nach der Stellung ihres Beckens (SIPS-Punkte), das heißt nach einem Beckenschiefstand mit einem kürzeren linken beziehungsweise kürzeren rechten Bein unterteilt, sind die signifikanten Nachweise noch deutlicher. Bei den Probanden

mit einem kürzeren linken Bein verändert sich neben der Höhe der SIPS-Punkte (5 Prozent*) auch die Höhe der Schulterblättermarkierungen (5 Prozent). Darüber hinaus ist mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von 0,1 Prozent beweisbar, dass sich die Beckenstellung nicht nur in der Höhe verändert, sondern auch in ihrer Rotation. Dahingegen verändern die sensomotorischen Einlagen bei den Probanden mit einem kürzeren rechten Bein sowohl die Rotationstellung der Schultern (1 Prozent) als auch die des Beckens (5 Prozent).

Instrumentelle Ganganalyse

Inwiefern das Tragen sensomotorischer Einlagen das Gehverhalten beeinflussen kann, wurde durch eine instrumentelle Ganganalyse der unteren Extremitäten untersucht. Vor jeder Messung wurden den Probanden Reflexionsmarker an markanten Stellen des Körpers aufgeklebt. Bei der Platzierung der Marker an den zuvor fest bestimmten markanten Knochenpunkten ist es besonders wichtig, dass die Marker bei allen Messreihen immer exakt an der gleichen Stelle positioniert werden, um aussagekräftige Messergebnisse zu erhalten (Abb. 6).

Während der Messungen wurde die gesamte Bewegungsabfolge von mehreren Infrarotlichtkameras (CCD-Kameras) aufgenommen. Sie waren über den gesamten Streckenverlauf an der Decke montiert, so dass das zweidimensionale Zentrum jedes Markers

errechnet wurde. Neben diesen Daten wurden die Daten der Kraftmessplatte an einen PC weitergeleitet, an dem Berechnungen des Extensions-Flexionswinkels des Knöchels und des Knies sowie der sagittalen und frontalen Gelenkmomente des Knöchels, des Knies und der Hüfte durchgeführt wurden. Anhand der Ergebnisse wird deutlich, dass durch das Tragen der sensomotorischen Einlagen hauptsächlich eine Bewegungsänderung im Kniegelenk zu verzeichnen ist. So hat sich der Extensions-Flexionswinkel nachweislich dahingehend verändert, dass sich die Streckung des Knies während der Mitte der Standphase mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von 0,1 Prozent verringert hat. Zudem hat sich die Knieflexion in der Schwungphase verstärkt (1 Prozent). Während der Schwungphase schwingt sich das Bein am Standbein vorbei und bereitet sich so auf einen neuen Fersenaufsatz vor.

Neben dem Beugungs-Streckungswinkel hat sich nachweislich in der zweiten Hälfte der Standphase das sagittale, extendierende Kniemoment (1 Prozent) verringert. Während dieser Phase des Gangzyklus erfolgt eine Streckung des Standbeins, wobei gleichzeitig das kontralaterale Bein nach vorne geschwungen wird.

Als dritte Komponente ist die medio-laterale Bodenreaktionskraft zu erwähnen. Sie entsteht aus einer lateralen (seitlichen) Beschleunigung des Körperschwerpunktes. Mit dem Aufsetzen der Ferse beim initialen Bodenkontakt bewegt sich der Körper nicht nur nach vorne, sondern es findet auch eine seitliche Auslenkung des Körperschwerpunktes auf das Standbein statt. Im weiteren Verlauf der Standphase wird der Körperschwerpunkt wieder in die Mitte nach medial beschleunigt. Mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von 5 Prozent haben sich durch das Tragen der Einlagen die seitlichen Auslenkungen des rechten und des linken Beines vermindert.

Elektromyographie (EMG)

Mit Hilfe von EMG-Messungen wurde versucht herauszufinden, inwiefern das Tragen sensomotorischen Einlagen die muskuläre Aktivität beeinflusst. Hierfür wurde die muskuläre Aktivität

* Die Prozentangaben in den Klammern beziehen sich auf das Signifikanzniveau der gemessenen Ergebnisse.

von drei an der Aufrechterhaltung der Körperstatik beteiligter Rückenmuskeln beider Körperseiten gemessen. Bei den abgeleiteten Muskeln handelt es sich um den M. cervicales im Halswirbelsäulenbereich, den M. trapezius (oberer Anteil) im Brustwirbelsäulenbereich und die Mm. multifidi im Lendenwirbelsäulenbereich.

Anhand der ausgewerteten Ergebnisse ist festzustellen, dass keine aussagekräftigen Veränderungen der Muskelaktivität der drei abgeleiteten Muskeln nachgewiesen werden konnten. Daraus ergibt sich die Schlussfolgerung, dass zwar Auswirkungen auf die muskuläre Aktivität zu verzeichnen waren, diese allerdings zu gering ausfielen, um signifikante Nachweise zu liefern.

Fußdruckmessung

Mit Hilfe der Fußdruckmessplatte sollten in dieser Studie dynamische Veränderungen der Druckverhältnisse der Fußsohle nach dem Tragen der sensomotorischen Einlagen nachgewiesen werden. Der wesentliche Effekt der sensomotorischen Einlagen bei der Fußdruckverteilung ist ein veränderter Fersenauftritt im Gang. Bei beiden Füßen verringert sich der maximale Druck in der Zone „Ferse“ mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von 5 Prozent. Der Fußaufsatz ist somit gedämpfter. Diese Aussage wird durch eine Verkleinerung der Kraftrate beider Füße bekräftigt (5 Prozent).

Diskussion

Generell ist der menschliche Organismus ein so feinfühliges und aufeinander abgestimmtes System von verschiedenen körperinternen Prozessen, die an der Haltung beteiligt sind, dass auf keinen Fall nur ein Messsystem ausreicht, um die Wirkung der sensomotorischen Einlagen zu beweisen. Es müssen statt dessen – wie an der Studie zu sehen ist – mehrere Messtechniken verwendet werden, da jede für sich etwas anderes misst und demnach auch beweisen kann. Die signifikanten Beweise sind diesbezüglich erst ein Anfang und ein großer Schritt in die richtige Richtung, um die Wirkungsweise der sensomotorischen Einlagen zu beweisen. Die Schwierigkeit der Beweisbarkeit ist eine nicht zu vernachlässigende Komponente, da als Beobachter beziehungsweise Fachmann zwar sehr oft eine Veränderung zu se-

hen oder zu palpieren ist, dies aber nicht von den vorhandenen Messsystemen erfasst werden kann oder sie (noch) keine signifikanten Nachweise ergeben, wie die Ergebnisse der EMG-Untersuchung zeigen.

Mit jeder neuen Messreihe und anderen Messgeräten wird es im Laufe der Zeit möglich sein, aus der natürlichen Varianz der Bewegungskontrolle eine definierte wissenschaftliche Beweislage zu erhalten. Hinsichtlich der Wirkungsweise der sensomotorischen Einlagen kann bisher schlussfolgernd gesagt werden, dass eine veränderte Körperhaltung durch das Tragen sensomotorischer Einlagen ansatzweise nachweisbar ist. Welche Langzeitfolgen entstehen und ob die Körperstatikveränderung aufrechterhalten bleibt, muss in weiterführenden Studien geklärt werden. ■

Literatur:

1. De Luca, C. J. (1997): The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. In: Journal of Applied Biomechanics 1997, Nr. 13, S. 135 – 163
2. Götz-Neumann, K. (2003): Gehen verstehen. Georg Thieme Verlag. Stuttgart
3. Konrad, P. (2005): The ABC of EMG. Powered by Noraxon Inc., USA
4. Konrad, P./ Freiwald, J. (1997): Einführung in das kinesologische EMG. In: Binkowski, H./ Hoster, M./ Nepper, H. U. (1997): Medizinische Trainingstherapie in der ambulanten Rehabilitation: ausgewählte Aspekte. Sport Consult-Verlag. Waldenburg
5. Natrup, J. (1999): Wie erfahre ich, wenn es dem Fuß zuviel wird? in: Orthopädie-schuhtechnik 11, 1999, S. 29 – 35.
6. Natrup, J./Ohlendorf, D./Fischer, F. (2004): Auswirkungen neurologischer Einlagen auf die Körperstatik, in: Orthopädie-schuhtechnik Sonderheft Einlagen 2004, S. 56 – 63.
7. Nicol, K./Hennig, E. M. (1976): Time Dependend Method for Measuring Force Distribution Using a Flexible Mat as Capacitor, in: Komi, P. V.: Biomechanics V-B, Baltimore, 1976, S. 433 – 440.
8. Nicol, K./Rustenberg, D. (1993): Pressure Distribution on Mattresses, in: Journal of Biomechanics, 26 (12), 1993, S. 1479 – 1486.
9. Pfeifer, K./Vogt, L./Banzer, W. (2003): Kinesologische Elektromyographie (EMG). In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin. Jg. 54. Nr. 11, S. 331 – 332
10. Perry, J. (2003): Ganganalyse – Norm und Pathologie des Gehens. Urban & Fischer Verlag. München. Jena
11. Vogt, L./Banzer, W. (2005): Instrumentelle Ganganalyse. In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin. Jahrgang 56. Nr. 4, S. 108 – 109
12. Whittle, D. A. (2002): Gait analysis: an introduction. Butterworth-Heinemann Verlag. Oxford, 3. Aufl.

Auswirkungen neurologischer Einlagen auf die Körperstatik

Jörg Natrup, Franz Fischer, Daniela Ohlendorf: *In der Orthopädie-Schuhtechnik hat in den vergangenen Jahren eine rege Diskussion über den Einsatz und die Wirkungsweise von Einlagen, die die Körperstatik und -dynamik durch gezielte Reizung der plantaren Fußsensorik beeinflussen, stattgefunden. Dabei ist von Interesse, welche Reize, an welchen Stellen und in welcher Stärke durch eine Einlage zu setzen sind, und vor allem, welchen Effekt solche Reize auf die Statik und Dynamik besitzen. Daher beschäftigt sich der vorliegende Artikel mit den Auswirkungen von systematischen Variationen verschiedener Einlagenelemente nach Bourdiol in verschiedenen Stärken auf die Oberkörperstatik.*

Das Stehen des Menschen wird durch das sensomotorische System gesteuert. Das bedeutet, dass sensorische Reize in der Peripherie aufgenommen und über afferente Nervenbahnen zum Zentralen Nervensystem weitergeleitet werden. Dort findet eine Verarbeitung der Reize und eine Reaktion statt, welche über efferente Nervenbahnen Muskeln aktiviert oder inhibiert, um die Aufgabe des ruhigen Stehens möglichst gut zu gewährleisten.

In der Peripherie können zwei räumlich voneinander getrennte Systeme differenziert werden. In den Hautarealen befinden sich Mechano- und Thermorezeptoren, die Druck und Temperatur registrieren. Sie werden unter dem Begriff Nozizeption zusammengefasst und bilden die Oberflächensensibilität. Demgegenüber umfasst die Tiefensensibilität die Sensorik in Muskeln, Sehnen und Gelenken.

Muskelspindeln, Golgi-Sehnenorgane und Gelenkrezeptoren liefern Informationen über die Stellung von Gelenken sowie die Spannungszustände der Sehnen und Muskeln. Diese werden unter dem Begriff der Propriozeption zusammengefasst.

Wenn diese sensorischen Systeme über Einlagen gezielt angesprochen werden sollen, ist eine eindeutige Differenzierung problematisch. Es ist nicht anzunehmen, dass eine wie auch immer geartete Einlage ausschließlich die Oberflächen- oder ausschließlich die Tiefensensibilität anspricht. Das Problem der Differenzierung spiegelt sich in der Begrifflichkeit ebenfalls wider. Während zunächst von propriozeptiven Einlagen gesprochen wurde

(Jahrling, 2000), hat sich vermehrt der allgemeinere Begriff der afferenzverstärkenden (Hafkemeyer u. a., 2003) oder der afferenzstimulierenden Einlage (Kimmeskamp & Milani, 2002) durchgesetzt.

Dennoch existieren unterschiedliche Verfahren der Einlagengestaltung, von denen angenommen werden kann, dass sie eher das eine oder eher das andere Sensorsystem ansprechen. So kann der oben bereits erwähnten propriozeptiven Einlage (Jahrling, 2003) eher ein Einfluss auf die Tiefensensibilität zugesprochen werden, da die Einlagen über eine große Höhe der Pelottierung die Fußstatik mechanisch verändern. Das heißt, sie provozieren eine Veränderung der Knochen- und damit der Gelenkstellungen sowie der Spannungszustände von Sehnen und Muskeln.

Ähnliches gilt ebenfalls für die Einlagen nach Nancy Hylton (Hylton, 2000). Dennoch kann der Einfluss solcher Einlagen auf die Oberflächensensibilität sicher nicht völlig ausgeschlossen werden. Andere Verfahren benutzen Einlagenelemente mit deutlich geringerer Aufbauhöhe und sprechen damit eher die Oberflächensensi-

bilität an, da sie die Mechanik des Fußes nicht oder nur sehr gering beeinflussen (Bourdiol, 2001). Daher wirken diese Einlagen, die im Mittelpunkt der vorliegenden Studie stehen, nicht mechanisch, sondern vorrangig neurologisch.

Dass afferenzverstärkende Einlagen in der Orthopädie-Schuhtechnik erfolgreich eingesetzt werden, haben einige Beispiele in der Vergangenheit belegt. Ein wesentliches Einsatzgebiet ist die Versorgung von Kindern mit spastischen Lähmungen (Woltring, 2003; Jahrling, 2000). An Hand von Fallbeispielen werden die positiven Effekte entsprechender Einlagenversorgungen geschildert.

Ebenso berichten Hafkemeyer u.a. (2003) über den Einsatz afferenzverstärkender Einlagen bei Kindern mit ICP. Sie untersuchten den Einfluss der Einlagen auf zeitliche Parameter des Gangzyklus und auf die plantare Belastungsfläche. In Einzelfällen konnten positive Effekte, wie eine Vergrößerung der Kontaktfläche, festgestellt werden. Jedoch war die Versorgung nicht bei allen Kindern erfolgreich, so dass die allgemein gültige Wirksamkeit dieser Einlagentechnik nicht belegt

Bedingung 0:	neutral, ohne Pelottierung
Bedingung 1:	retro-gesamt
Bedingung 2:	retro-medial
Bedingung 3:	retro-lateral
Bedingung 4:	calcaneal-medial
Bedingung 5:	calcaneal-lateral
Bedingung 6:	Silviuspunkt

Tabelle 1: Einlagenelemente

werden konnte. So bedarf es für den wissenschaftlichen Nachweis der Wirkungsweise von afferenzverstärkenden Einlagen noch weiterer Forschungsarbeiten.

Gute Ergebnisse wurden erzielt, wenn die Sensibilität auf Grund von bestimmten Krankheitsbildern gestört war, oder wenn sie bewusst eingeschränkt wurde. Simoneau u. a. (1994) untersuchten die Statik bei Diabetes-Patienten mit Neuropathie. Sie ermittelten eine deutlich reduzierte Haltungskontrolle auf Grund der neuropathischen Störung.

Milani u. a. (2003) erzielten ein ähnliches Ergebnis bei der Analyse von Parkinson-Patienten. Im Vergleich zu einer älteren und einer jüngeren Kontrollgruppe wiesen die Parkinson-Patienten eine erhöhte Reizschwelle der plantaren Oberflächensensibilität sowie eine verringerte Gleichgewichtskontrolle auf. Der grundsätzlich bestehende Einfluss der plantaren Oberflächensensibilität auf die Statik konnte in einigen Untersuchungen, bei denen die Sensitivität durch Vereisung der Fußsohle eingeschränkt beziehungsweise ausgeschaltet wurde, nachgewiesen werden. Beispielsweise produzierten Eils u. a. (2003) ein signifikant verringertes Druckempfinden durch Kühlung der Fußsohle. Mit Hilfe von Kraftmessungen konnten sie eine signifikante Schwankungszunahme nachweisen.

Die zitierten Studien belegen, dass afferenzverstärkende Einlagen einen Einfluss auf die Statik besitzen. Allerdings ist bislang unklar, welche Maßnahmen am Fuß einen Effekt auf die Statik des Oberkörpers besitzen. Daher ist es das Ziel des vorliegenden Beitrags, die Einlagenelemente bezüglich ihrer Lokation am Fuß und ihrer Stärke systematisch zu variieren sowie ihren Einfluss auf definierte Punkte am Rücken zu analysieren.

Methodik

Einlagen

Gegenstand der Untersuchung sind Einlagen, die über Pelottierungen an verschiedenen Stellen der Fußsohle in zwei verschiedenen Stärken verfügen. Es werden insgesamt sieben Einlagenbedingungen ausgewählt, wobei die erste Bedingung ohne Pelottierung als neutrale Ausgangslage dient, und die übrigen sechs Bedingungen beziehen



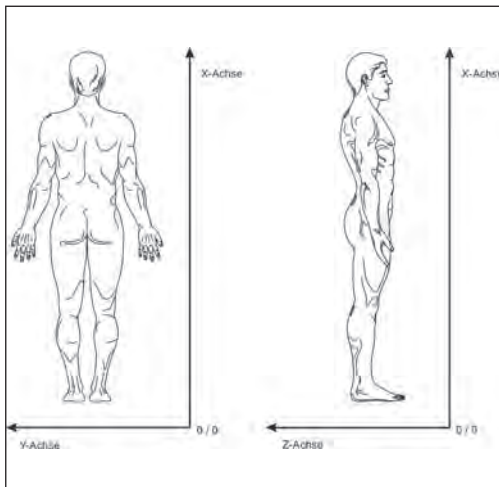
1 Einlagenelemente nach Bourdiol



2 Streifenmusterprojektion



3 Rückenpunkte



4 Definition der x-, y-, z-Achse



5 Definition der Körperachsen

sich auf andere Lokationen am Fuß, wie es in Abb. 1 dargestellt und in Tab. 1 aufgelistet ist.

Die sechs Einlagenbedingungen sind in zwei verschiedenen Stärken (2 mm und 3 mm) vorhanden, so dass insgesamt 13 Einlagenbedingungen zur Analyse herangezogen werden (1 * neutral, 6 * 2 mm Stärke, 6 * 3 mm Stärke). Demnach wird bei jeder der sechs Einlagenbedingungen mit der jeweiligen Stärke immer nur ein Element an einer anderen Stelle platziert. Dabei findet die Anwendung an beiden Füßen in gleicher Weise statt. Es existieren keine Differenzierungen zwischen dem linken und dem rechten Fuß.

Probanden

An der Untersuchung nahmen 20 Erwachsene Probanden teil. Während der Untersuchungsreihe klagte keiner der Probanden über Beschwerden des Haltungs- und Bewegungsapparates. Weiterhin äußerte kein Teilnehmer zum Zeitpunkt der Studie chronische oder akute Schmerzen oder Einschränkungen im Bereich der unteren Extremitäten oder der Wirbelsäule. Das Kollektiv setzt sich aus zehn Frauen und zehn Männern zusammen.

Messwerterfassung

Um Veränderungen der Rückenstatik durch das Verwenden der Einlagen dokumentieren zu können, wird für jeden Probanden der Rücken mit den oben beschriebenen 13 Einlagenbedingungen jeweils einmal gescannt. Hierzu stellen sich die Probanden mit freiem

Rücken barfuß auf ein Podest. Die Position ist über Markierungen und Leisten auf der Standfläche standardmäßig definiert. Das Scannen des Rückens erfolgt mit einem Linienprojektor der LCD-Serie von der Firma ABW. Ein Projektor produziert ein Streifenmuster auf den Rücken (s. Abb. 2), und eine LCD-Kamera nimmt dieses Muster aus einem definierten Winkel auf. Mit Hilfe der Triangulationstechnik ist die Berechnung der dreidimensionalen Koordinaten des Rückens flächendeckend möglich (vgl. www.abw-3d.de).

Vor den eigentlichen Messungen findet eine Kalibrierung des Raumes, in dem der Rücken des Probanden positioniert wird, statt. Der Hersteller gibt für die räumliche Auflösung des Systems eine Genauigkeit von 1/100 mm an. Die Dauer für die Durchführung einer Messung beträgt weniger als eine Sekunde, so dass Fehler durch das Bewegen des Probanden nahezu auszuschließen sind.

Für die weitere Auswertung wird nicht der gesamte Rücken, sondern lediglich sechs ausgewählte Punkte herangezogen. Die anatomischen Punkte sind der Abb. 3 sowie der Tab. 2 zu entnehmen.

Mit Hilfe dieser sechs Punkte sind Beurteilungen über die Lage der Wirbelsäule, des Beckens und des Schultergürtels im Raum möglich. Für die weitere Auswertung ist von Interesse, ob die anatomischen Punkte ohne Markierungen in den Aufnahmen zu erkennen sind, oder ob separate Markierungen von Nöten sind.

Zur Klärung dieser Frage diente eine Voruntersuchung, bei der zwei Probanden ohne Einlagen jeweils fünf Mal vermessen wurden. Bei der ersten Messung war der Rücken nicht markiert, während bei den übrigen Messungen Korkplättchen am Rücken aufgeklebt worden sind. Diese unterschieden sich in Durchmesser und Stärke, um die optimale Markierung zu ermitteln.

Ohne Markierung waren die anatomischen Punkte nicht oder nur sehr schwer zu definieren, so dass diese Möglichkeit ausscheidet. Als Konsequenz aus dieser Voruntersuchung werden für die Hauptuntersuchung für alle Bedingungen und alle Probanden Markierungen mit Korkplättchen, die 6 mm stark sind und einen Durchmesser von 10 mm haben, benutzt.

Eine weitere Voruntersuchung verfolgte das Ziel, die Reproduzierbarkeit der Messtechnik sowie der Markierung zu ermitteln. Hierzu wurden die Messungen mit den oben beschriebenen Markierungen an einem Probanden ohne Einlagen zwölf Mal unter gleichen Bedingungen wiederholt. Dieses vollzog sich morgens und sowohl vier als auch acht Stunden später am ersten Tag. Gleiches wurde am darauffolgen-

- Axis (C2)
- Lendenlordose L3-L4
- Schulterblatt links
- Schulterblatt rechts
- Hintere Darmbeinhöhle links
- Hintere Darmbeinhöhle rechts

Tabelle 2 Rückenpunkte

den Tag sowie sieben und acht Tage später nochmals wiederholt.

Über diese zwölf Messungen wurde die absolute und die prozentuale Standardabweichung für die drei Koordinaten der sechs Rückenpunkte bestimmt. Schließlich bilden der Mittelwert und das Maximum aus den 18 prozentualen Werten das Maß für die Streuung und damit für die Reproduzierbarkeit des Rückenscannens.

Die mittlere Standardabweichung über alle 18 Koordinaten beträgt 0,91 %. Die maximale Abweichung tritt mit 1,92 % für die y-Koordinate (Horizontalachse in der Frontalebene, s. u.) am rechten Schulterblatt auf. Insgesamt kann somit ein maximaler Reproduzierfehler der Messtechnik mit Markierung und Auswertung von 2 % angenommen werden.

Auswertung

Als Ergebnis der Messungen liegen die dreidimensionalen Daten der sechs oben definierten Markierungspunkte vor. Zur Definition der x-, y-, z-Achse und der Orientierung in positive bzw. negative Richtung soll Abb. 4 dienen.

Die x-Achse liegt in Richtung der Körperlängsachse und der Nullpunkt ist unten. Das heißt, umso größer ein x-Wert ist, umso höher liegt er. Die y-Achse liegt in der Frontalebene des Körpers, ihr Ursprung ist von hinten betrachtet rechts. Je größer ein y-Wert

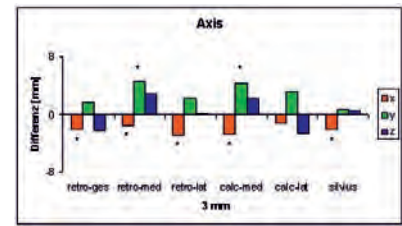
ist, desto weiter liegt dieser Punkt von hinten betrachtet links auf dem Rücken. Schließlich liegt die z-Achse in der Sagittalebene des Körpers, und der Ursprung liegt vor dem Körper. Das bedeutet, umso größer der z-Wert eines Punktes ist, umso weiter ragt er nach hinten heraus.

Zur statistischen Auswertung wird zunächst für alle 18 Koordinaten der Mittelwert über die 20 Probanden für jede Einlagenbedingung separat ermittelt. Zur Bestimmung der Effekte aller Einlagenbedingungen findet für jedes Element ein Vergleich mit der Neutralbedingung statt. Hierzu dient jeweils der students t-Test für gepaarte Stichproben.

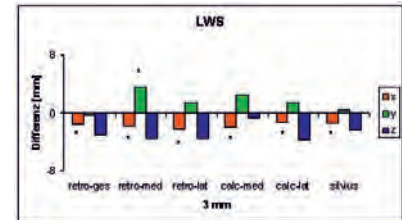
Die Nullhypothese lautet, dass es keinen signifikanten Unterschied zwischen der jeweils untersuchten Einlagen- und der Neutralbedingung gibt.

Die Irrtumswahrscheinlichkeit wird auf 5 % definiert. Das bedeutet, dass die Nullhypothese bei einem t-Wert $< 0,05$ abzulehnen ist. In diesem Fall liegt für die betrachtete Rückenkoordinate ein signifikanter Unterschied zwischen den Bedingungen der Einlage und denen der Neutralmessung vor. Anders gesagt, besitzt das in diesem Test analysierte Einlagenelement einen statistisch nachweisbaren Effekt auf die Rückenstatik.

In einem zweiten Schritt werden aus jeweils zwei Punkten am Rücken



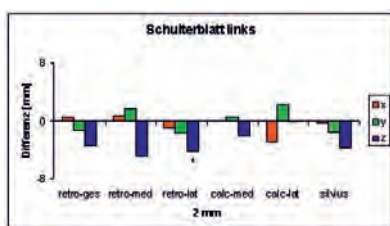
6 Effekt der Einlagenelemente 3 mm auf den Punkt Axis.



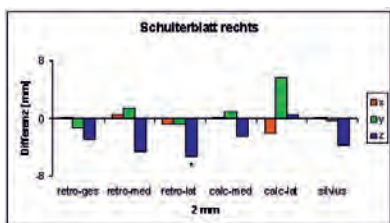
7 Effekt der Einlagenelemente 3 mm auf den Punkt LWS.

Achsen gebildet. Die beiden Punkte Axis und Lendenwirbelsäule bilden die Wirbelsäulenachse (in Abb. 5 blau), die Punkte rechte und linke Darmbeinhöhle bilden die Beckenachse (in Abb. 5 gelb) sowie die Punkte linkes und rechtes Schulterblatt die Schulterachse (in Abb. 5 grün).

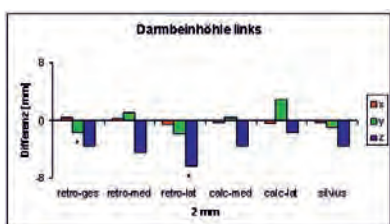
Für jede dieser Achsen wird die Stellung in Bezug zu jeweils zwei Ebenen analysiert. Entsprechen die jeweiligen Achsenwinkel 0° , so liegen sie genau in der Ebene, was bedeutet,



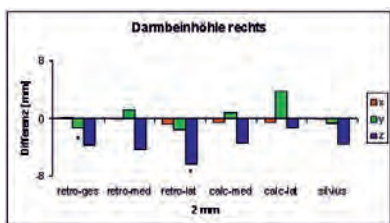
8 Effekt der Einlagenelemente 2 mm auf den Punkt Schulterblatt links.



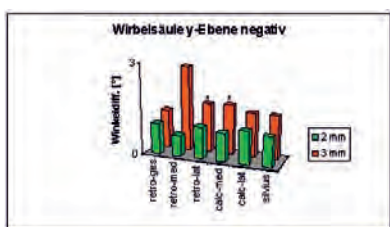
9 Effekt der Einlagenelemente 2 mm auf den Punkt Schulterblatt rechts.



10 Effekt der Einlagenelemente 2 mm auf den Punkt Darmbeinhöhle links.



11 Effekt der Einlagenelemente 2 mm auf den Punkt Darmbeinhöhle rechts.



12 Effekt der Einlagenelemente auf die Achsenstellung der Wirbelsäule in Bezug zur y-Ebene.

dass sie genau senkrecht (Wirbelsäule) oder genau waagrecht (Becken und Schulter) stehen. Für die Wirbelsäule ist die Stellung zur z-Ebene (Neigung zur Seite) und zur y-Ebene (Neigung nach vorne und hinten) von Interesse. Die z-Ebene ist die Ebene, die senkrecht zur z-Achse steht. Entsprechendes gilt für die übrigen Koordinaten. Die anderen beiden Achsen stehen senkrecht zur Wirbelsäule und es interessieren die Stellungen zur z-Ebene (Neigung nach oben und unten) und zur x-Ebene (Neigung nach vorne und hinten).

Am Beispiel der Wirbelsäule soll das Verfahren der Auswertung im folgenden näher erklärt werden (s. Abb. 4 u. 5). Über die x- und y-Koordinaten der Punkte Axis und Lendenwirbelsäule sowie über die Anwendung der trigonometrischen Funktionen ist die Winkelstellung der Wirbelsäule im Bezug zur z-Ebene möglich. Bei einem Winkel von 0° steht die Wirbelsäule genau senkrecht. Ist der Wert $>0^\circ$, so ist die Wirbelsäule von hinten betrachtet oben nach links geneigt, bei Werten $<0^\circ$ entsprechend nach rechts geneigt.

Die 20 Probanden werden entsprechend ihrer Ausgangsstellung in drei Gruppen eingeteilt. Die erste Gruppe bilden die Probanden mit einer exakt senkrecht stehenden Wirbelsäule in der Neutralbedingung. Diese Gruppe wird zur weiteren Auswertung nicht mehr herangezogen. Bei den Messungen war dieses für sechs der 20 Probanden der Fall. Übrig bleiben elf Probanden mit einer Links- und drei Probanden mit einer Rechtsneigung der Wirbelsäule, die im folgenden separat behandelt werden. Für jede der beiden Gruppen ist von Interesse, ob es ein Einlagenelement gibt, das die Wirbelsäule in Richtung 0° aufrichtet. Um dieses zu ermitteln, wird das gleiche Verfahren für die Achsenstellungen angewandt, wie es oben für die Rückenkoordinaten bereits beschrieben worden ist. Das heißt, es findet ein statistischer Vergleich zwischen den verschiedenen Einlagenbedingungen mit der Neutralmessung für den Parameter Winkelstellung der Wirbelsäule statt. Entsprechend erfolgen die Berechnungen für die Winkelstellungen der übrigen Achsen in Bezug zu den jeweiligen Raum- bzw. Körperebenen.

Ergebnisse

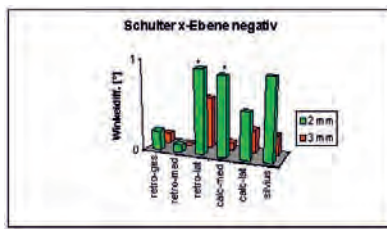
Die Darstellung der Ergebnisse erfolgt zweigeteilt. Zunächst werden die Daten bezüglich der einzelnen Koordinaten und anschließend für die Stellungen der Achsen im Raum analysiert.

Koordinaten

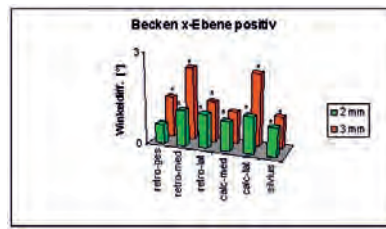
Bei der Koordinatendarstellung werden alle Ergebnisse wie in Abb. 6 präsentiert. Dort ist die Auswirkung der sechs verschiedenen Einlagenelemente in der Stärke 3 mm auf die x-, y-, z-Koordinaten des Punktes Axis als Balkendiagramm dargestellt. Auf der vertikalen Achse wird der Effekt als Differenz eines jeden Einlagenelements zur Neutralmessung in der Einheit [mm] angegeben. Das bedeutet beispielsweise für das Element retro-gesamt, dass der Punkt an der Halswirbelsäule im Mittel über alle Probanden um etwa 2 mm in negativer Richtung auf der x-Achse (rot) und der z-Achse (blau) sowie um etwa 1 mm in positiver Richtung auf der y-Achse (grün) verschoben wird. Das heißt, dass sich der Punkt Axis nach unten (x-Richtung negativ), nach links (y-Richtung positiv) und nach vorne (z-Richtung negativ) verlagert. Ein Stern in der Abbildung besagt, dass die festgestellte Abweichung mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von 5% signifikant ausfällt, was in dem Beispiel der Abb. 6 für den Effekt des Elements retro-gesamt auf der x-Achse gilt. Im Text werden ausschließlich die signifikanten Ergebnisse beschrieben. Die übrigen Effekte sind den Abbildungen zu entnehmen. Diese Erklärungen gelten für alle Abbildungen zu den Ergebnissen der Rückenkoordinaten.

Wirbelsäule

Für die beiden Wirbelsäulenpunkte Axis und LWS werden lediglich die Ergebnisse für die 3 mm starken Einlagenelemente beschrieben, da die 2 mm starken Elemente tendenziell den gleichen Effekt haben. Es treten jedoch weniger Signifikanzen auf, so dass für die Beeinflussung der Wirbelsäule die 3 mm starken Elemente vorzuziehen sind. Die Resultate sind in den Abb. 6 und 7 dargestellt. Für die x-Koordinaten haben alle Elemente für beide Punkte der Wirbelsäule den gleichen Effekt. Im Vergleich zur Neutralmessung sind alle Werte mit Einlagen kleiner. Das bedeutet, die Punkte Axis und



13 Effekt der Einlagenelemente auf die Achsenstellung der Schulter in Bezug zur x-Ebene.



14 Effekt der Einlagenelemente auf die Achsenstellung des Beckens in Bezug zur x-Ebene.

LWS bewegen sich nach unten. Dieses Ergebnis ist mit einer Ausnahme (calcaneal-lateral bei Axis) signifikant. Die Abweichungen in y-Richtung sind nahezu alle positiv, was mit einer Verschiebung der Punkte aus der Rückansicht nach links gleichzusetzen ist. Dieses fällt für die medial positionierten Elemente deutlicher aus als für die lateralen, während der Effekt für die zentral gesetzten Elemente (retro-gesamt und Silviuspunkt) zu vernachlässigen ist. So fallen die Verschiebungen nach links am Punkt Axis für die Elemente retro-medial und calcaneal-medial sowie am Punkt LWS für retro-medial signifikant aus.

Schulter

Für den Schulterbereich findet eine Konzentration auf die 2 mm starken Elemente statt, da diese vor allem für die z-Komponente einen höheren Effekt besitzen als die 3 mm starken. Nahezu alle Elemente bewirken eine Verlagerung der Schulterblätter in der z-Richtung nach vorne, also in den Körper hinein. Dieses gilt insbesondere für die Elemente, die am Vorfuß platziert sind, wobei der Effekt für das Element retro-lateral für beide Schulterpunkte signifikant ausfällt (s. Abb. 8, 9).

Becken

Am Beckenkamm sind die Ergebnisse ähnlich wie an der Schulter. Es werden ebenso die Ergebnisse für die 2 mm starken Einlagen dargestellt, wobei die 3 mm starken vergleichbar sind. In der z-Komponente bewirken alle Elemente eine Verlagerung nach vorne, in den Körper hinein, was wiederum für das retro-laterale Element am deutlichsten und auch signifikant ausfällt.

Achsen

Für die Verlagerung der Körperachsen

durch die Einlagenelemente sind die Ergebnisse wie in Abb. 12 für die Wirbelsäule dargestellt. Es sind jeweils zwei Balkenpaare für die Einlagenelemente 2 mm (grün) und 3 mm (rot) zu sehen. In horizontaler Richtung sind die Einlagenelemente aufgetragen und in vertikaler Richtung die Abweichungen der jeweiligen Achsenstellungen zur Neutralmessung. Dieses ist als Winkeldifferenz in der Einheit [°] angegeben. Wiederum bedeutet ein Stern auf einem Balken, dass der Unterschied im Vergleich zur Neutralmessung mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von 5 % signifikant ausfällt. Im folgenden werden ausschließlich Achsenstellungen beschrieben, für die signifikante Ergebnisse vorliegen.

Wirbelsäule

Bei der Wirbelsäule existieren signifikante Ergebnisse für die Verlagerung der Achse in Bezug zur y-Ebene (s. Abb.12). Die Effekte in der y-Ebene treten ausschließlich für die Probanden der Gruppe „negativ“ auf. Das bedeutet, dass der Halswirbelpunkt weiter nach vorne geneigt ist als der Lendenwirbelpunkt. Eine positive Winkeldifferenz bedeutet immer (auch für alle folgenden Ergebnisse), dass die Winkelstellung absolut gegen 0° geht. Die Wirbelsäule wird also aufgerichtet. Die Balken in Abb. 12 zeigen, dass alle Elemente die Wirbelsäule um 1°–3° aufrichten, und dass der Effekt bei 3 mm starken Elementen grundsätzlich größer ist als bei 2 mm starken. Die größte Wirkung ist mit nahezu 3° Aufrichtung für das Element retro-medial zu beobachten, was allerdings nicht signifikant ist. Demgegenüber sind die Unterschiede bei retro-lateral und calcaneal-medial signifikant.

Schulter

Bei der Schulterachse sind die interes-

santesten Ergebnisse in der x-Ebene festzustellen, was mit einer Verlagerung der Achse nach vorne oder hinten gleichzusetzen ist (s. Abb. 13). Bei den Probanden der Gruppe „negativ“ ragt die rechte Darmbeinhöhle weiter nach hinten heraus als die linke. Im Gegensatz zu den Ergebnissen der Wirbelsäule besitzen hier die 2 mm starken Elemente den höheren Effekt. Die stärksten Auswirkungen haben die Elemente retro-lateral und calcaneal-medial, für die die Vergleiche signifikant sind. Diese verlagern die Beckenachse im Mittel um etwa 1° in Richtung Nullstellung.

Becken

Wie bei der Schulter werden für die Beckenachse wiederum ausschließlich die Ergebnisse in der x-Ebene (Neigung nach vorne oder hinten) dargestellt (s. Abb. 14). Am Becken treten die häufigsten Effekte für die Gruppe „positiv“ auf, welches die Probanden mit einer zurückverlagerten linken Darmbeinhöhle sind. Hierbei fallen nahezu alle Vergleiche signifikant aus, wobei die Effekte für die 3 mm starken Elemente höher sind. Den größten Effekt besitzen die Elemente retro-medial und calcaneal-lateral mit einer Winkeldifferenz von etwa 3°.

Dass die Achsen Wirbelsäule und Becken mehr durch die Elemente der Stärke 3 mm sowie die Achse Schulter mehr durch die Elemente 2 mm positiv beeinflusst werden, ist für die hier nicht dargestellten Ebenen und Probandengruppen ebenfalls festzustellen.

Diskussion

Die vorliegende Untersuchung verfolgt das Ziel, die Auswirkungen von Einlagenelementen, die in den Stärken 2 mm und 3 mm an sechs verschiedenen Punkten der Fußsohle untergelegt werden, auf die Rückenstatik im Stand zu analysieren. Dabei sprechen diese Einlagen weniger die Propriozeption als die Nozizeption, also die plantare Oberflächensensorik an, ohne die Statik des Fußes mechanisch zu beeinflussen (vgl. Bourdiol, 2001). Einige Studien haben einen prinzipiellen Effekt solcher Einlagen bereits nachgewiesen (Eils, 2003; Milani u. a., 2003). Bislang konnte jedoch noch keine Studie gefunden werden, bei der einem speziellen Einlagenelement eine Wirkung auf die Rückenstatik zugeordnet wird. Der Grund lag in den meisten Fällen daran, dass bei derartigen Studien nur wenige Probanden zur Verfügung standen, und dass nicht alle Probanden in gleicher Weise auf eine entsprechende Versorgung reagieren. Um den Einfluss von solchen Ausreißern zu minimieren, wurde hier versucht, generelle Effekte mit einer relativ großen Anzahl von Probanden zu ermitteln. So ist es gelungen, einige Signifikanzen im Vergleich der Einlagenelemente mit der Neutralmessung herauszustellen. Die wesentlichen Ergebnisse sind dabei folgendermaßen zusammenzufassen.

Sowohl bei der Koordinatenbetrachtung als auch bei der Achsenstellung besitzen die 3 mm starken Einlagenelemente einen höheren Effekt auf die Statik der Wirbelsäule als die Ele-

mente der Stärke 2 mm. Die wichtigsten Ergebnisse für die Wirbelsäule sind in der Sagittalebene zu finden. Die Auswirkungen sind im Mittel zwischen 1° und 3°. Diese Winkeldifferenzen mögen gering erscheinen, stellen allerdings einen sehr deutlichen Effekt dar, denn die Werte bewegen sich insgesamt in einem Intervall von 0° bis 17° und liegen im Mittel bei 8°. 3° entsprechen demnach etwa 40 % des Mittelwertes. Vor allem die medial positionierten Elemente (sowohl retro als auch calcaneal) führen dazu, dass die Halswirbelsäule nach hinten und die Lendenwirbelsäule nach vorne verlagert wird, so dass die Wirbelsäule insgesamt aufgerichtet wird. Dieses spricht dafür, dass Rezeptoren an der medialen Fußseite die hintere Rückenstreckmuskulatur aktivieren, was möglicherweise über die Muskelkette hintere Waden-, vordere Oberschenkel- und hintere Rückenmuskulatur gewährleistet wird.

Im Gegensatz zur Wirbelsäule besitzen bei der Schulter die 2 mm starken Einlagenelemente einen höheren Effekt. In der Frontalebene ist das calcaneal-laterale Element am besten geeignet, Verlagerungen der Schulterblätter nach oben/unten und zur Seite zu bewirken. Für Veränderungen in der Sagittalebene (in den Körper hinein oder aus dem Körper heraus) scheinen die retro-Elemente die besten Voraussetzungen zu schaffen. Vor allem das retro-laterale Element bewirkt eine Verschiebung der Schulterblätter in Richtung Körper. Wenn also ein Schulterblatt weiter nach hinten steht als

das andere, sorgt vor allem das retro-laterale Element dafür, dass die Schulterachse von oben betrachtet in eine gerade Stellung gebracht wird.

Bei der Betrachtung des Beckens ist der Einfluss der Materialstärke unerheblich. Die Ergebnisse unterscheiden sich nicht wesentlich zwischen den 2 mm und den 3 mm starken Elementen. Wie an der Schulter sind am Becken die Variationen in der Frontalebene am deutlichsten. Die retro-Elemente verlagern die Beckenpunkte nach vorne, die Beckenachse wird bei einer Asymmetrie ebenso wie die Schulter von oben betrachtet in eine gerade Stellung gebracht. Den größten Effekt besitzt hierbei das Element retro-medial.

Zusammenfassend sind die wichtigsten Ergebnisse, dass die medialen Elemente die Wirbelsäule in der Sagittalebene aufrichten und dass die retro-Elemente den Beckenkamm und den Schultergürtel in der Frontalebene positiv beeinflussen. Dabei reagiert die Wirbelsäule besser auf 3 mm sowie die Schulter auf 2 mm starke Elemente. Am Beckenkamm hat beides den gleichen Effekt.

Abschließend soll noch erwähnt werden, dass die Untersuchung auch gezeigt hat, dass nicht alle Probanden in gleicher Weise auf eine Einlage reagieren. Selbst wenn ein Einlagenelement einen signifikanten Effekt besitzt, kann es in Einzelfällen eine entgegengesetzte Wirkung erzielen. Das bedeutet, dass die individuelle Betrachtungsweise für jeden Patienten erforderlich ist. Andererseits konnte die Studie einige Anhaltspunkte dafür liefern, welchen Effekt eine Versorgung mit einer neurologischen Einlage auf die Rückenstatik mit einer hohen Wahrscheinlichkeit besitzt. Folgeuntersuchungen sollten sich darauf konzentrieren, spezielle Haltungsvarianten der Rückenstatik auf Grund der hier gefunden Erkenntnisse zu versorgen, um die festgestellten Effekte im Speziellen zu verifizieren. Fragestellungen könnten beispielsweise lauten: Sind mediale Einlagenelemente geeignet, einen Rundrücken aufzurichten? Bewirken retro-Einlagen eine Verbesserung der Asymmetrie bei Becken- oder Schulterchiefstand? **1**

● ● Anschriften der Verfasser:

Dr. Jörg Natrup, Daniela Ohlendorf
Gesellschaft für Biomechanik Münster
mbH – GeBioM
Johann-Krane-Weg 21
48149 Münster

Franz Fischer
Fischer Fußfit
Schlachthausstr. 11
92224 Amberg

Literatur

Bourdiol, R.-J.: Die Folgen der bevorzugten Laterallität, in: Orthopädieschuhtechnik 10, 2001, S. 36-42.

Bourdiol, R.-J.: Die Fußgewölbe, in: Orthopädieschuhtechnik 9, 2001, S. 14-18.

Bourdiol, R.-J.: Funktionelle Myologie, in: Orthopädieschuhtechnik 7+8, 2001, S. 16-25.

Eils, E., Tewes, M., Nolte, S., Rosenbaum, D.: Der Einfluss reduzierter Fußsohlensensorik auf Schwankungs- und Druckverteilungsparameter beim Stehen und Gehen, in: Medizinisch-Orthopädische Technik, 4, 2003, S. 46-54.

Hafkemeyer, U., Poppenborg, D., Müller-Gliemann, C., Drerup, B., Möller, M., Wetz, H.H.: Afferenzverstärkende (propriozeptive) Einlagen zur Behandlung des funktionellen Spitzfußes bei Kindern mit infantiler Cerebralparese (ICP), in: Medizinisch-Orthopädische Technik, 4, 2003, S. 18-23.

Hylton, N.: Konzepte der dynamischen Orthetik – Hintergrund und Erfahrungen, Verlag Orthopädie-Technik, 2000

Jahrling, L.: Das sensomotorische Einlagenkonzept nach Lothar Jahrling, in: Orthopädieschuhtechnik, 6, 2003, S. 36-43.

Jahrling, L.: Propriozeptiv oder klassisch, in: Orthopädieschuhtechnik, 7+8, 2001, S. 29-30.

Jahrling, L., Mandel Th.: Sensomotorische Einlagen für Kinder, in: Orthopädieschuhtechnik, 7+8, 2001, S. 26-28.

Jahrling, L.: Propriozeptive Einlagen für Spastiker, in: Orthopädieschuhtechnik, Sonderheft Propriozeption, 2000, S. 52-54.

Kimmeskamp, S., Milani, T.L.: Afferenzstimulierende Einlagenversorgung – der Versuch einer physiologisch begründeten Begriffsklärung, in: Orthopädieschuhtechnik, 10, 2002, S. 24-31.

Milani, T. L., Kimmeskamp, S., Prätorius, B.: Die Bedeutung des sensitiven Fußes für die Gleichgewichtskontrolle, in: Medizinisch-Orthopädische Technik, 4, 2003, S. 7-17.

Simoneau, G. G., Ulbrecht, J. S., Derr, J. A., Becker, M.B., Cavanagh, P. R.: Postural instability in patients with diabetic sensory neuropathy, in: Diabetes Care, 17, 1994, S. 1411-1421.

Woltring, St.: Sensomotorische Fußbettungen, in: Orthopädieschuhtechnik, 6, 2003, S. 55-57.

Sporteinlagen – Ein neues Konzept

Benno M. Nigg*, Mathew A. Nurse*, Darren J. Stefanyhyn*: Es gibt Anhaltspunkte dafür, dass Einlagen bewegungsbedingte Verletzungen verhindern oder verringern. Darüber, wie eine Schuheinlage genau funktioniert, ist jedoch wenig bekannt. Die gleiche Schuheinlage wird oft für unterschiedliche Probleme vorgeschlagen. Veränderungen der Skelettbewegung aufgrund der Einlagen scheinen nur gering und nicht systematisch zu sein. Aufgrund einer neueren Studie muss man die Vorstellung in Frage stellen, dass die Hauptfunktion von Einlagen die Ausrichtung des Skeletts sei. Wie reagiert der Fuß auf unterschiedliche Materialien und Einlagenformen, und welche Rolle spielen dabei die Sensorik im Fuß und die Muskulatur? Das Ziel dieser Arbeit ist es, den vermutlichen Nutzen von Schuheinlagen kritisch zu diskutieren und ein neues Konzept für Schuheinlagen vorzuschlagen.

[Schuheinlagen für den Sport und für andere intensive körperliche Aktivitäten wurden viele Jahre lang befürwortet und erfolgreich eingesetzt. Zielgruppen waren Patienten mit Diabetes (24, 25, 35), Personen mit Platt- und Senkfüßen (27), Patienten mit osteoarthritischen Knie (48) und Personen, die eine Behandlung oder Prävention von rheumatoiden Fußerkrankungen benötigen (19, 58). Einlagen werden jedoch auch bei körperlicher Aktivität und beim Sport verwendet. Sie wurden und werden für diese Aktivitäten aus vielen unterschiedlichen Gründen verordnet, so zum Beispiel

- um die Häufigkeit von bewegungsbedingten Verletzungen zu verringern
- um das Skelett korrekt auszurichten
- um die Dämpfung zu verbessern
- um das sensorische Feedback zu verbessern und/oder
- um den Komfort zu verbessern.

*Human Performance Laboratory
Faculty of Kinesiology
The University of Calgary, Calgary, Canada

In dieser Arbeit soll der bisher wahrgenommene Nutzen von Schuheinlagen für den Sport und für intensive körperliche Aktivitäten erörtert und eine Strategie für eine Verbesserung der Entwicklung von Einlagen vorgestellt werden.

Vorgeschlagener Nutzen von Schuheinlagen

Die aufgeführten Ziele von Schuheinlagen basieren auf wissenschaftlichen Daten, klinischen Beweisen und Erfahrungswerten, auf funktionellem Denken, auf Tradition und/oder dem „gesunden Menschenverstand“. In diesem Abschnitt wird der bisher wahrgenommene Nutzen von Schuheinlagen kritisch erörtert.

Verringerung der Häufigkeit von Verletzungen

Einer der häufigsten Gründe für die Verwendung einer Schuheinlage ist die Absicht, einer entstehenden Verletzung entgegenzuwirken oder eine typische bewegungsbedingte Verletzung zu vermeiden. In mehreren Studien wird vom erfolgreichen Einsatz von Einlagen bei sportlichen und militärischen Aktivitäten berichtet. Im Durchschnitt wird in der Literatur berichtet, dass zwischen 70 % und 80 % der versorgten Personen positiv auf eine Behandlung mit Schuheinlagen bei verschiedenen Verletzungen reagieren. Es wird angenommen, dass das positive Ergebnis nicht von einer speziellen Diagnose herrührt, sondern auf die Korrektur eines zugrunde liegenden biomechanischen Defizits zurückzuführen ist (21).

James und Mitarbeiter (23) verwendeten starre und flexible Einlagen für Läufer mit Knieverletzungen. Von den behandelten Läufern konnten 78 % ihr früheres Laufpensum wieder aufnehmen. Eine Analyse von sechs der erfolgreich behandelten Läufer zeigte, dass die Einlagen das maximale Ausmaß und die Dauer der Eversion des Fußes dieser Läufer verringerten (3).

Eine andere Studie fasste Daten von Läufern in einem medizinischen Sport-

zentrum über fünf Jahre hinweg zusammen (9, 10). Sie kam zu dem Schluss, dass richtig angepasste Einlagen die Häufigkeit von Laufverletzungen verringern.

Mit Hilfe einer nach der Behandlung durchgeführten Umfrage untersuchten Donatelli und Mitarbeiter (12) bestimmte Wirkungen von halbstarren Einlagen aus Plastik oder aus Fiberglas zur Behandlung von Knieschmerzen, Knöchelschmerzen, Schienbeinbeschwerden oder Chondromalazia. Die meisten Patienten (96 %) berichteten von Schmerzlinderung und 70 % konnten ihr früheres Aktivitätsniveau wieder aufnehmen. Gross und Mitarbeiter (20) führten eine Umfrage bei Langstreckenläufern durch, die Schuheinlagen verwendeten, um einer exzessiven Eversion (31,1 %), einer Plantarfasziitis (20,7 %), einer Achillotendinitis (18,5 %), unterschiedlichen Beinlängen (13,5 %), Patella-femorale Störungen (12,6 %) und Schienbeinbeschwerden (7,2 %) entgegenzuwirken. Insgesamt 76 % der 347 Befragten berichteten von einer vollständigen Wiederherstellung oder einer deutlichen Verbesserung der Symptome auf Grund der Einlagen.

Eine ausgezeichnete Studie analysierte die Wirkung der Fußgewölbestruktur und einer speziellen Einlage beim Auftreten von Stressfrakturen bei Rekruten (59). Es zeigte sich, dass die Häufigkeit von bewegungsbedingten Stressfrakturen von der Fußstruktur abhing. Femorale und tibiale Stressfrakturen waren häufiger bei Probanden mit hohem Fußgewölbe. Metatarsale Stressfrakturen waren häufiger bei Probanden mit niedrigem Fußgewölbe. Die Verwendung von halbstarren Einlagen (Langer military stress orthotic) verringerten das Auftreten von Stressfrakturen nur für bestimmte Gruppen. Femorale Stressfrakturen wurden nur bei Probanden mit hohem Gewölbe, metatarsale Stressfrakturen nur bei Probanden mit niedrigem Gewölbe verringert. Die Autoren konnten jedoch keine funktionale Erklärung für dieses äußerst interessante Ergebnis geben.

Diese und viele andere Veröffentlichungen (15, 19, 21, 48) implizieren direkt oder indirekt, dass Schuheinlagen bewegungsbedingte Verletzungen in vielen Fällen verringern oder verhindern.

Die interessantesten Resultate der Studien bezüglich Schuheinlagen und einer Verringerung der Verletzungshäufigkeit können wie folgt zusammengefasst werden:

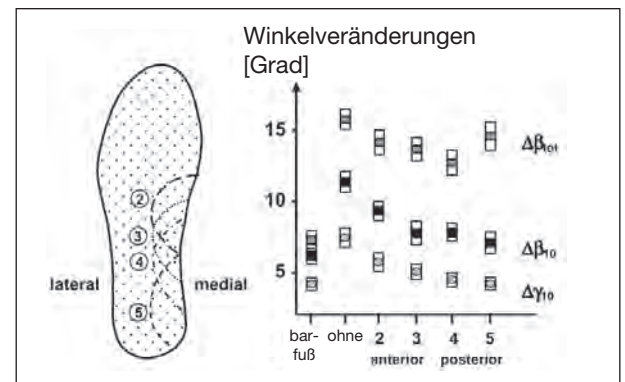
- Es gibt sehr viele Hinweise, dass verordnete Einlagen die Verletzungssituation von Athleten im Allgemeinen verbessern.
- Das funktionelle Wissen für Schuheinlagen ist begrenzt und es ist nicht richtig verstanden, wie Schuheinlagen zur Einschränkung von übermäßiger Belastung bestimmter anatomischer Strukturen eingesetzt werden sollen.
- Interessanterweise wurde festgestellt, dass dieselben Schuheinlagen oft für verschiedene Probleme und Verletzungen vorgeschlagen werden und dass unterschiedliche Schuheinlagen manchmal positive Effekte erzeugen.

Ausrichtung des Skeletts

Viele Sportverletzungen wurden und werden mit biomechanischen Defiziten wie zum Beispiel der statischen oder dynamischen Fehlstellung des Skeletts in Zusammenhang gebracht. Übermäßige Varus- oder Valgusstellungen des Fußes wurden mit extremen Gelenks- und Sehnenbelastungen in Zusammenhang gebracht. Viele Verletzungen wurden mit vielen Belastungswiederholungen und daraus resultierender Überbeanspruchung der Gelenke und Sehnen korreliert. Außerdem hat man angenommen, dass übermäßige Eversion des Fußes und/oder Tibiarotation die Wahrscheinlichkeit von Überlastungssyndromen wie dem Patella-femorale Schmerzsyndrom, Schienbeinbeschwerden, Achillotendinitis, plantarer Fasziiitis und Stressfrakturen (5, 8, 23) erhöhen.

Durch das untere Sprunggelenk wird die Fußrotation (Inversion/Eversion des Fersenbeins) in die Beinrotation (äußere/innere Drehung des Schienbeins) übersetzt (22). Folglich wurde vorgeschlagen, dass Knieverletzungen bei übermäßiger Eversion des Fußes in Verbindung mit einer starken Bewegungskoppelung zwischen dem Fuß und dem Bein auftreten (42).

1 Einfluss der Lage einer Stützung des medialen Gewölbes auf die anfängliche und gesamte Fuß-Eversion (aus Nigg et al., 1986; mit Genehmigung)



Diese und andere Überlegungen führten zum Vorschlag, dass die richtige Ausrichtung des Skeletts eine der wichtigsten Funktionen von Schuheinlagen sei. Man nahm an, dass es mit Hilfe spezieller Schuheinlagen weniger Überlastungsverletzungen durch übermäßige Fuß- und Beinbewegung, speziell durch exzessive Eversion des Fußes, gäbe, da die Skelettbewegung von Fuß und Bein korrigiert oder eingegrenzt wird. Die postulierte Wirkung dieser Hilfsmittel wurde in klinischen (Rehabilitationseffekte) und biomechanischen Studien (Fuß- und Beinbewegung) studiert.

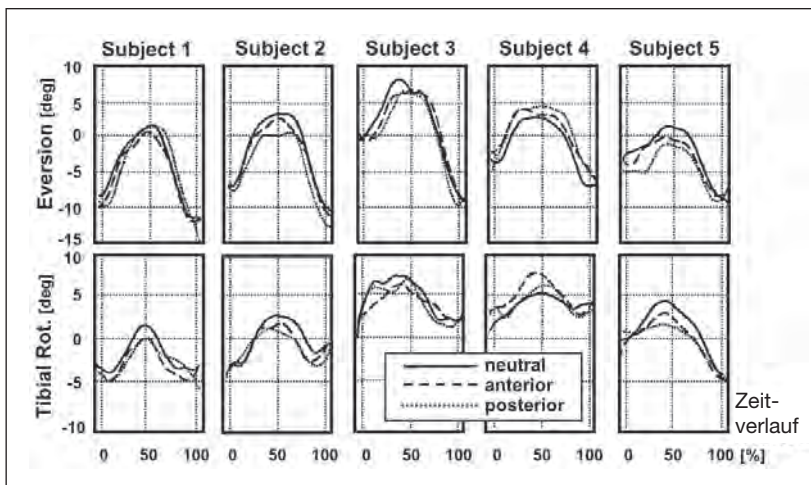
Nigg und Mitarbeiter (38) untersuchten die Wirkung einer Stützung des medialen Fußgewölbes und veränderten dabei systematisch die Lage von hinten (unter dem Sustentaculum tali) nach vorne (unter dem höchsten Punkt des Längsgewölbes). Die Ergebnisse dieser Untersuchung zeigten eine Reduktion der Fuß- und Beinbewegung für die Messungen mit einer Schuheinlage. Die größte Reduktion wurde durch die mediale Stützung unter dem Sustentaculum tali erreicht. Die mittlere Reduktion der gesamten Gruppe war ungefähr 4 Grad für die anfängliche Schuh-Eversion, $\Delta\gamma_{10}$ (Winkel zwischen der Schuhferse und dem Boden), und ungefähr 5 Grad bei der anfänglichen Bein-Eversion, $\Delta\beta_{10}$ (Winkel zwischen der Schuhferse und der Längsachse des Fußes). Bei der totalen Fuß-Eversion, $\Delta\beta_{tot}$, gab es jedoch keine wesentlichen Veränderungen (Abb. 1). Diese Ergebnisse wurden später für eine Reihe von Laufschuhen mit systematisch veränderter Härte der Zwischensohle und breiter seitlicher Fersensohle (lateral flare) bestätigt.

Novick und Kelley (45) untersuchten die Wirkungen von harten Schuheinlagen mit Klebmarkierungen am Vorfuß und am Rückfuß. Sie berichteten von einer Verkleinerung der maximalen Fuß-

Eversion (Fersenbeins bezüglich der Tibia) sowie einer Verkleinerung des Bewegungsumfanges (Inversion/Eversion) für die untersuchten Einlagen. Smith und Mitarbeiter (61) untersuchten, wie Läufer, die regelmäßig Einlagen trugen, auf halbsteife und weiche Einlagen reagieren. Sie entdeckten eine wesentliche Reduktion der maximalen Fuß-Eversion bei halbstarren Einlagen und eine wesentliche Reduktion der Pronations-Geschwindigkeit für weiche und halbstarre Einlagen.

Baitch und Mitarbeiter (1) untersuchten eine starre Einlage im Vergleich zu einer flachen, die den Fuß in eine 25°-Inversion zwang. Die gedrehte Einlage reduzierte den maximalen Eversionswinkel (Fersenbein-Schienbein) verglichen mit der flachen Einlage. Es wurde bisher angenommen, dass starre Einlagen notwendig sind für die genaue Kontrolle einer anormalen Fußbewegung. Die Ergebnisse einiger Untersuchungen weisen darauf hin, dass weiche Einlagen die Gelenkbewegung kontrollieren können, dass sie Symptome verbessern können, und dass sie eine gute Fußbettung erzeugen (14, 20).

McCulloch und Mitarbeiter (31) führten eine Studie bei zehn Probanden durch, die regelmäßig Einlagen trugen, um eine übermäßige Eversion aufgrund eines Vorfuß-Varus zu vermeiden. Sie fanden heraus, dass die mittlere maximale Rückfuß-Eversion von 10,3° ohne Einlagen auf 7,0° mit Einlagen reduziert wurde. Sie maßen jedoch keine wesentliche Veränderung im Bewegungsumfang (Eversion-Inversion) mit und ohne Einlagen. Es wurde daher angenommen, dass der Unterschied in der maximalen Rückfuß-Eversion auf einen allgemeinen Positionswechsel des Fußes in Richtung einer Inversion zurückzuführen war. Eng und Mitarbeiter (14) maßen eine Reduktion von 1 bis



2 Illustration einer In-/Eversion des Fersenbeins und einer Tibia-Rotation bei fünf Probanden mit Hofmannschrauben im Fersenbein und im Schienbein mit keiner, vorderer und hinterer medialer Stützung (aus Stacoff et al., 2000; mit Genehmigung).

3° (Fuß-Eversion) als eine Folge von weichen Schuheinlagen, die bei jungen Frauen mit patella-femorale Schmerzsyndromen eingesetzt wurden, bei denen zuvor eine übermäßige Fuß-Eversion gemessen wurde.

Nawoczenski und Mitarbeiter (36) quantifizierten die Wirkung einer halbstarren Schuheinlage mittels 3-D-Analyse und berichteten von einer mittleren Reduktion von 2° der Tibia-Innenrotation durch die Einlage. Sie fanden jedoch keine Unterschiede bei der gesamten Fuß-Eversion. Sie schlugen vor, dass die beste Wirkung von Einlagen in der ersten Hälfte des Bodenkontakts zu finden ist.

Diese und viele andere Veröffentlichungen implizieren direkt oder indirekt, dass Einlagen die skelettale Bewegung oder Lage verändern (ausrichten). Es wurde angenommen, dass sie dadurch bei bestimmten Strukturen übermäßige Belastungen verringern und folglich bewegungsbedingte Verletzungen verringern. Auf der Grundlage von Messungen der Körperstellung der unteren Extremitäten (63) bei einer Läufergruppe in einem Marathon-Trainingsprogramm stellte sich jedoch heraus, dass die Stellung der unteren Extremität nicht der größte Risikofaktor für Laufverletzungen darstellt. Da hier Probanden verwendet wurden mit einer Laufstrecke von weniger als 20 km pro Woche, ist diese Untersuchung vielleicht nicht aussagekräftig genug, um die Interaktion zwischen Ausrichtung und Verletzungen zu beschreiben. Eine

Reihe von anderen Studien zeigen jedoch in dieselbe Richtung. Die ersten Ergebnisse einer prospektiven Studie in unserem Laboratorium mit 131 Läufern und einer durchschnittlichen Laufstrecke von 30 km pro Woche zeigten, dass die Körperstellung der unteren Extremitäten keine Voraussage über ein häufigeres Auftreten von Laufverletzungen über eine Periode von sechs Monaten zuließ.

Bei allen zitierten Untersuchungen wurden Schuh- oder Hautmarkierungen verwendet. Es ist deshalb möglich, dass methodologische Probleme aufgetreten sind. Eine vor kurzem durchgeführte Untersuchung (49) zeigte, dass Schuhmarkierungen die tatsächliche skelettale Bewegung des Fersenbeins nicht gut darstellen. Fehler, die Schuh- und Fußmarkierungen im Vergleich zu Knochenmarkierungen aufwiesen, waren wesentlich aber nicht systematisch. Fehler aufgrund von Hautmarkierungen am Schienbein waren kleiner aber immer noch nicht systematisch. Folglich ist vielleicht auch die Ausrichtung des Skeletts aufgrund der Verwendung von Schuheinlagen, wenn sie auf Untersuchungen mit Schuh- und Hautmarkierungen beruhte, nicht korrekt und Rückschlüsse aus solchen Untersuchungen müssten mit Vorsicht betrachtet werden.

Eine vor kurzem durchgeführte Studie unserer Gruppe quantifizierte die Wirkung von zwei medialen Stützen (38) auf die Skelettbewegung des Fersenbeins, des Schienbeins und des

Oberschenkelknochens mittels Knochenschrauben (62). Die Probanden liefen barfuß, mit normalen Laufschuhen ohne mediale Stütze und mit den gleichen Laufschuhen mit einer Einlage mit medialer Stütze. Die Ergebnisse dieser Studie (Abb. 2) zeigten keine wesentliche Veränderung bei der Bewegung des Fersenbeins und des Schienbeins während des Bodenkontakts.

Die individuellen kinematischen Unterschiede zwischen diesen vier Bedingungen waren klein (normalerweise unter 2°) und nicht systematisch. Offensichtlich werfen diese Ergebnisse mehr Fragen auf, als sie beantworten. Die Tatsache jedoch, dass es keine wesentliche oder systematische Veränderung der Skelettbewegung für Laufen ohne Schuhe, mit Schuhen und mit Schuhen mit Einlagen gibt, lässt vermuten, dass das Konzept der *Ausrichtung des Skeletts* erneut überprüft werden sollte.

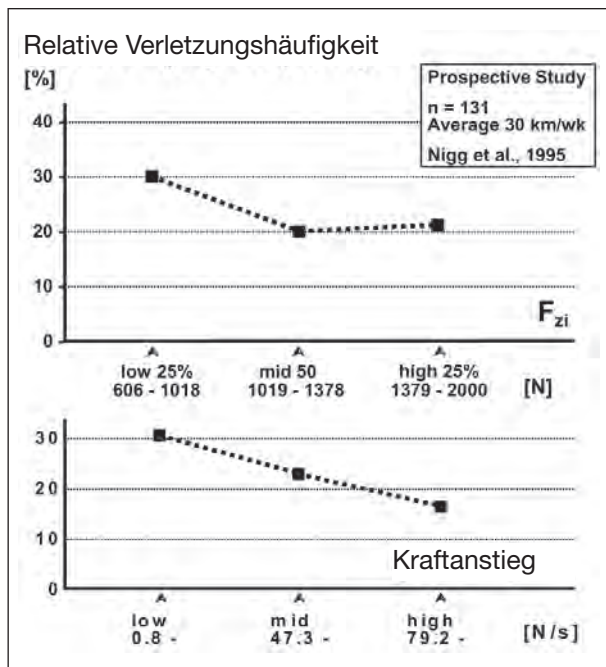
Aufgrund dieser Resultate und Überlegungen sind die Schlussfolgerungen über die Fähigkeit von Einlagen, das Skelett auszurichten, mit ziemlicher Vorsicht zu betrachten. Aufgrund der Ergebnisse der Untersuchung mit Knochenschrauben (62) muss man die Arbeitshypothese, dass die Hauptaufgabe von Einlagen die Ausrichtung des Skeletts sei, in Frage stellen.

Die wichtigsten Aspekte der Veröffentlichungen zum Thema Skelettausrichtung kann man wie folgt zusammenfassen:

- Die gemessenen Reduktionen der totalen Fuß-Eversion durch Einlagen waren in einigen Berichten signifikant aber klein (2 bis 3 Grad), und in anderen nicht signifikant für die Experimente, die mit Hilfe von Haut- und Schuhmarkierungen durchgeführt wurden. Die gemessenen Unterschiede bei der anfänglichen Eversion waren etwas größer.
- Die Ausrichtung des Fußes und des Unterschenkels scheint keinen Rückschluss über eine erhöhte Anfälligkeit für bewegungsbedingte Verletzungen zu sein.
- Veränderungen bei der Skelettbewegung durch Schuhe oder Schuheinlagen scheinen klein und nicht systematisch zu sein.

Verbesserte Stoßdämpfung

Die Dämpfung der Stoßkräfte beim Auftreffen auf den Boden ist ein häufig an-



3 Relative Verletzungshäufigkeit bei Gruppen mit hoher, mittlerer und niedriger Impactkraft (links) und Gruppen mit hoher, mittlerer und niedriger maximaler Kraftanstiegsrate, $(dF/dt)_{max}$ (aus Nigg, 1998; mit Genehmigung).

geführter möglicher Nutzen von Schuheinlagen beim Sport. Es wurde angenommen, dass die Häufigkeit von Verletzungen durch physische Aktivität, besonders Überlastungsverletzungen, durch die Verwendung von Schuhen und Schuheinlagen mit geeigneter Dämpfung der Stoßkräfte verringert werden kann. Der Einfluss von Neopren-Einlagen, denen ein Dämpfungseffekt zugeschrieben wird, auf die Häufigkeit von Überlastungsverletzungen wurde in einer Studie 9 Wochen lang bei der militärischen Grundausbildung untersucht (56). Die Ergebnisse dieser Studie dokumentierten, dass das relative Auftreten von Überlastungsverletzungen und tibialen Stresssyndromen während 9 Wochen militärischer Grundausbildung durch das Tragen von geeigneten Einlagen entscheidend reduziert werden kann (Reduktion zwischen 31,9% und 22,8%).

Diese Ergebnisse werden unterstützt von denjenigen einer anderen stichprobenartigen prospektiven Untersuchung an 390 Rekruten bei einem 14-wöchigen Training (34). Diejenigen Rekruten, die in einem modifizierten Basketballschuh trainierten, hatten wesentlich weniger stoßbedingte Verletzungen (z. B. metatarsale Stressfrakturen und Fußüberlastungen) verglichen mit denjenigen Rekruten, die in den normalen Infanterie-Schuhen trainierten. Die allgemeine Häufigkeit von Überlastungsverletzungen nahm jedoch nicht ab. Die

zwei Untersuchungen weisen darauf hin, dass einige Einlagen spezielle stoßbedingte Trainingsverletzungen erfolgreich verhindern können. Diese und andere Studien liefern jedoch keine Richtlinie oder feste Regeln für eine Einlagen-Lösung (Material und Form), die in einer speziellen Situation angewandt werden könnte.

Man nimmt an, dass die postulierten oder gemessenen Verbesserungen mit der Reduktion der Stoßbelastung (Impact) zusammenhängen. Daher wurden verschiedene Einlagen in Bezug auf die Reduktion des Stoßes (Impacts) oder des Kraftanstiegs getestet. In einer Studie mit einem menschlichen Pendel wurden dem rechten Fuß von 21 Probanden kontrollierte Impactstöße abgegeben. Die Versuche wurden bei drei Kniewinkeln (0, 20 und 40 Grad) und drei Dämpfungsmaterialbedingungen (barfuß, weiche und harte EVA Schäume) durchgeführt (26). Die Kraft und die Wirkung des Impacts auf die Versuchsperson wurde mit einer an der Wand befestigten Kraftmessplattform und einem Beschleunigungsmesser am Schienbein gemessen.

Eine größere Kniebeugung beim Aufprall verringerte die Kraft, vergrößerte aber die Beschleunigung am Unterschenkel. Weichere Dämpfungsmaterialien erzeugten in diesem Versuch beträchtliche Verringerungen der anfänglichen Beinsteifigkeit und (folglich) der Beschleunigung des Unter-

schenkels. Die Kraft zwischen Ferse und Kraftmessplatte hing stark mit der Gelenksteifigkeit zusammen ($r = 0.95$). Auf Grund dieser Ergebnisse wurde vorgeschlagen, dass weiche Dämpfungsmaterialien eher zum Schutz des Bewegungssystems vor einer Stoßbelastung geeignet sind als Strategien, die mit dem Kniewinkel arbeiten. Diese Schlussfolgerung ist jedoch nicht allgemein angenommen.

Die Wirkung von vier unterschiedlichen viskoelastischen Einlagen auf die Stoßdämpfung wurde verglichen mit den Ergebnissen von herkömmlichen Einlagen bei 14 asymptomatischen männlichen Probanden (41). Die gemessenen Unterschiede zwischen viskoelastischen Einlagen und Kontrollen waren in dieser Untersuchung klein und statistisch nicht relevant. In einer Untersuchung mit einem Probanden wurde die stoßdämpfende Wirkung einer starren, sehr dichten Polyäthylen-Einlage mit einer weichen Plastazote-II-Einlage verglichen (33). Man fand heraus, dass die weiche Einlage für den speziellen Probanden bedeutend besser war als die starre, sehr dichte Einlage bezogen auf das Stoßdämpfen während des Laufens und Gehens.

Die stoßdämpfende Wirkung von drei unterschiedlichen dämpfenden Einlagenmaterialien wurde bei Material- und Probandentests verglichen (57). Man maß für das beste Einlagenmaterial eine Reduktion der Impactkraft um etwa 11% verglichen mit den Resultaten ohne Einlage. Im Durchschnitt waren die Unterschiede der Impactkräfte für alle Einlagenbedingungen eher klein und in der gleichen Größenordnung ($< 20\%$) wie die gemessenen Unterschiede zwischen Laufschuhen mit unterschiedlicher Härte der Zwischensohle (37). Resultate von Tests mit Probanden zeigen, dass Veränderungen des Materials der Zwischensohle oder der Einlage die Impactkräfte nur um 10 bis 20% verändern (7, 13, 32, 37).

Eine prospektive Untersuchung, analysierte die Wirkung der Impactkräfte auf die allgemeine Verletzungshäufigkeit bei 131 Läufern über einen Zeitraum von 6 Monaten. Die Resultate dieser prospektiven Studie zeigten keinen signifikanten Unterschied in der Verletzungshäufigkeit für Probanden mit hohen, mittleren und tiefen Impactkräften. Läufer mit einem schnellen Kraft-

anstieg, $(dF/dt)_{\max}$ wiesen jedoch signifikant weniger (ca. 50%) Verletzungen auf als Probanden mit einem tiefen Kraftanstieg (Abb. 3). Die Ergebnisse dieser Untersuchungen zeigen, dass „Impactkräfte“ und „Dämpfung“ bei Schuhen und Einlagen ein komplexes Phänomen sind, das noch nicht vollständig verstanden ist. Es wird vermutet, dass die Impactsignale bei normalen sportlichen Aktivitäten wie dem Laufen oder dem Tennisspielen ein Signal an das Bewegungssystem weitergeben, welches darauf eine Antwort gibt, die primär muskulär ist (43).

Die wichtigsten Aspekte der Veröfentlichungen zur Dämpfung des Bewegungsapparates können wie folgt zusammengefasst werden:

- Dämpfung der Impactkräfte mit Schuheinlagen ist häufig (aber nicht immer) vorhanden. Die typische Größenordnung der Reduktion der Impactkräfte liegt ungefähr bei 10 bis 20 %.
- Es wird bezweifelt, ob so kleine Reduktionen der Impactkräfte eine Bedeutung für die Verletzungsreduktion haben und ob die Variationen der Impactkräfte bei normalen sportlichen Aktivitäten für die verstärkt auftretenden Verletzungen verantwortlich sind.
- Es wird angenommen, dass Veränderungen der Materialeigenschaften der Einlagen eine Veränderung der Eingangssignale (Amplitude und Frequenz der Impactkräfte) bewirkt, die dann eine Änderung der muskulären Antwort des Bewegungssystems erzeugt.

Verbesserung des sensorischen Feedback

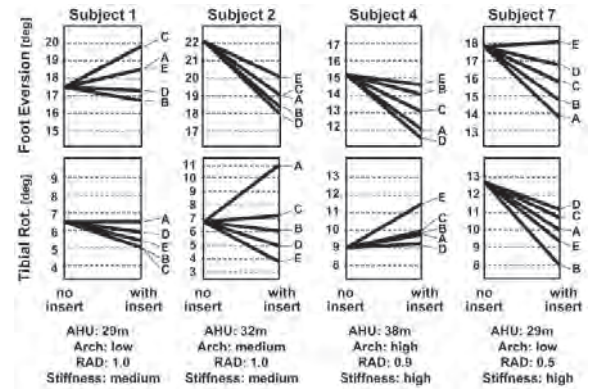
In der Haut des Fußes gibt es drei Mechanorezeptoren, die sensorische Signale an das zentrale Nervensystem leiten. Rezeptoren der Merckelschen Zellkomplexe befinden sich unter der Epidermis. Sie passen sich langsam dem Druck und der Deformation der Haut an und sind empfänglich für normale Kräfte gegenüber der Haut, reagieren jedoch nicht auf puren Stress (55). Außerdem gibt es zwei Mechanorezeptoren, die selektiv auf Vibration reagieren. Die Meissnerschen Korpuskel befinden sich unter der Hautoberfläche und reagieren schnell auf Signale an die Haut zwischen 5 und 40 Hz (30). Paccini Korpuskel befinden sich in der subkutanen Schicht der Haut. Sie reagieren schnell auf hochfrequente Signale zwi-

schen 60 und 300 Hz (29, 55). Es wird angenommen, dass diese Mechanorezeptoren mit der Bewegungsreaktion der Probanden zusammenhängen.

Jeder Bodenkontakt erzeugt ein Signal, das an ein Kontrollsystem übertragen wird, um eine Signalreaktion zu erzeugen. Es gibt unterschiedliche Meinungen über das tatsächliche Funktionieren eines solchen Systems. Es wird vorgeschlagen, dass eine Interaktion zwischen Materialeigenschaften (hart/weich) der Schuhsohlen oder Einlagen das Bewegungsmuster der Versuchspersonen beeinflusst. Besonders weiche Materialien sollen die Stabilität während der Bewegung negativ beeinflussen und diese verringerte Stabilität soll durch verstärkte Landekräfte während des Auftreffens kompensiert werden, ähnlich wie die harten Landungen von Flugzeugen in etwas instabilen Situationen (50, 52, 53).

Es wurde vorgeschlagen, dass Schuhe mit dünnen, harten Sohlen für optimale Stabilität am Besten sind. Die Wirkungen von Schuhen und Einlagen auf die Balance und die Stabilität von Athleten trug dazu bei, dass die Position des Fußes weniger beachtet wurde (54). Ausgehend von diesen Ergebnissen kamen gewisse Autoren zu dem Schluss, dass Stabilität (oder Balance) und vertikale Landekräfte eng zusammenhängen und dass Instabilitäten, die vom Fuß wahrgenommen werden, in eine Veränderung der Landestrategie umgesetzt werden.

Die Form und die Materialeigenschaften von Einlagen scheinen eine große Wirkung auf die Kinematik und die Kinetik von Athleten zu haben. Es ist daher wichtig, die Form und die Materialeigenschaften von Schuhsohlen und Einlagen zu quantifizieren. Eine solche Quantifizierungsmethode wurde vor kurzem vorgeschlagen (28). Die Quantifizierung von Materialeigenschaften von Einlagen schließen die Feststellung der Kraft-Deformations-Eigenschaften, die Energieaufnahme und die frequenzabhängige Dämpfung mit ein (18).



4 Illustration der Wirkung von fünf unterschiedlichen Schuheinlagen auf die Fuß-Eversion (linker Kasten) und die Tibia-Rotation (rechter Kasten). Die linke Seite jedes Kastens zeigt das mittlere Ergebnis für die diskutierte Variable ohne Einlage, die rechte Seite für die spezielle Einlagsensituation. Um die Tendenz zu veranschaulichen wurden die Ergebnisse der Einlagsensituationen mit denjenigen ohne Einlagen verglichen. Darüber hinaus wurde bei jedem Probanden die relative Gewölbedeformation, RAD, und die unbelastete Gewölbehöhe, AHU, vermerkt. Beide Eigenschaften wurden mit einer allgemeinen Einschätzung wie hoch, mittel oder niedrig beschrieben. (aus Nigg et al., 1997; mit Genehmigung).

Foot Eversion = Fuß-Eversion; Tibial Rotation = Tibia-Rotation; AHU = unbelastete Gewölbehöhe; Arch = Längsgewölbe; low = niedrig; medium = mittel; high = hoch; Rad = relative Gewölbedeformation; Stiffness = Steifheit.

Die Wirkung der Veränderung der Materialeigenschaften auf die Kinematik des Fußes und des Unterschenkels wurde für sechs verschiedene Situationen untersucht (40). Die Untersuchung wurde mit einem Testschuh ohne Einlage und mit dem selben Schuh mit fünf speziellen Einlagen (produziert bei Schering-Plough) durchgeführt. Die Einlagen, deren Aufbau die Fuß-Eversion und die Tibiarotation verringern sollten, hatten eine identische Form aber verschiedene Materialien. Es wurden der Eversionswinkel des Fußes, die Tibiarotation, die Höhe des Fußgewölbes, die relative Fußgewölbedeformation, RAD, und der aktive Bewegungsumfang, ROM, quantifiziert. Die Ergebnisse der Wirkungen der getesteten Einlagen auf Fuß-Eversion und interne Tibiarotation für vier unterschiedliche Probanden sind, für einige Versuchspersonen, in Abbildung 4 dargestellt.

Die Veränderungen der Bewegungen durch die verschiedenen Einlagen waren typischerweise klein (<4 Grad für Fuß-Eversion; <5 Grad für Tibia-Innenrotation). Die verschiedenen Versuchs-

personen zeigten jedoch eine uneinheitliche Reaktion auf die fünf Einlagen und keine der Einlagen erzeugte eine systematische Veränderung der Bewegung. Es gab jedoch einige Gruppentendenzen: Die totale Tibiarotation wurde in allen Versuchen bei 6 von den 12 Probanden verringert, vergrößerte sich jedoch bei allen Versuchen bei 3 von den 12 Probanden. Probanden mit einem flexiblen Fußgewölbe ($RAD = 1,8$) zeigten normalerweise eine Verkleinerung der totalen Tibiarotation. Probanden mit einem steifen Fußgewölbe ($RAD = 0,57$) zeigten normalerweise eine Vergrößerung der totalen Tibiarotation. Nicht alle Probanden konnten jedoch mit den mechanischen Eigenschaften des Fußgewölbes korrekt klassifiziert werden! Die Ergebnisse dieser Untersuchung weisen darauf hin, dass Gruppen von Probanden eine ähnliche Signalanalyse und einen ähnlichen Reaktionsmechanismus verwenden, wenn sie auf Veränderungen beim Einlagenmaterial reagieren.

Ein Versuch, der diese Betrachtungen berücksichtigt, wurde vor kurzem (2) vorgestellt. Die Wirkung von zwei Einlagenmaterialien im Schuh wurde mit Hilfe einer neuronalen Netzwerk-Analyse bei drei unterschiedlichen Einlagensituationen verglichen: a) bei einem gewöhnlichen Schuh, b) bei einem Schuh mit der Einlage 1 und c) bei einem Schuh mit einer Einlage 2. Es wurden Druckdaten von der plantaren Fläche des Fußes (MICRO-EMED-System) während des Gehens als Input in ein neurales Netzwerk der Ausbreitung in den Rücken (back-propagation neural network) verwendet, das darauf eingestellt wurde, druckbezogene Daten mit Einlagensituationen in Verbindung zu bringen. Danach wurde eine neurale Netzwerkanalyse durchgeführt, um Regeln für den Entscheidungsprozess innerhalb des neuronalen Netzwerks aufzudecken, auf der Grundlage der synergistischen Interaktion zwischen den gemessenen Variablen. Die neurale Netzwerkanalyse hat Tendenzen gefunden, wie das eingestellte neurale Netzwerk reagierte. Die Interpretation dieser Tendenzen lieferte eine Beschreibung der kinetischen und kinematischen Antworten der Einlagen trotz der Tatsache, dass keine statistisch signifikanten Unterschiede gefunden wurden, als der konventionelle statistische ANOVA-Test eingesetzt wurde.

Das Ergebnis scheint mit den Daten, die die Fußsensibilität und Druckverteilung

zwischen dem Fuß und der Schuheinlage verglichen, übereinzustimmen (47). Die Fußsensibilität wurde in verschiedenen Gebieten der plantaren Fläche des Fußes bei Schwellenwerten zwischen 30 und 125 Hz der taktilen Sensibilität und der Vibrationssensibilität quantifiziert. Eine signifikante negative Korrelation wurde festgestellt zwischen dem mittleren Vibrationsschwellenwert des Fußes bei 125 Hz und der stärksten Kraft, die beim Laufen gemessen wurde und zwischen dem mittleren Vibrationsschwellenwert des Hallux bei 125 Hz und dem stärksten Druck unter dem Hallux beim Gehen und beim Laufen. Die Druckwerte waren bei unsensiblen Füßen niedrig und bei sensiblen Füßen hoch. Dieses Ergebnis stützt die These, dass der Fuß ein Filtersystem benutzt, um Inputsignale zu spüren und dass diese Inputsignale dazu verwendet werden, die geeignete Strategie zur Bewegungsreaktion zu entwickeln.

Die wichtigsten Aspekte der Veröffentlichungen, die den Zusammenhang zwischen Schuheinlagen und der Verbesserung des sensorischen Feedback analysieren, können wie folgt zusammengefasst werden:

- Die Reaktion der Probanden auf Materialveränderungen von Schuheinlagen ist nicht konsistent und kann nicht mit einem einfachen mechanistischen Modell erklärt werden.
- Der Fuß hat verschiedene Sensoren, um Kräfte, die auf ihn wirken, und daraus resultierende Deformationen zu erkennen.
- Diese Sensoren entdecken Inputsignale am Fuß mit individuell unterschiedlichen Schwellenwerten.
- Probanden mit ähnlichen Sensitivitätsschwellenwerten scheinen in ihrem Bewegungsschema auf ähnliche Weise zu reagieren.

Komfortverbesserung

Es besteht kein Zweifel, dass Schuheinlagen oft verschrieben werden, um das Komfortniveau während einer körperlichen Aktivität zu verbessern. Komfort ist jedoch eine Größe, die nicht leicht zu definieren ist. Komfort und Wirkungen des Komfort wurden beschrieben mit Betonung auf den psychologischen, physiologischen, physischen und den Sicherheitsaspekt (4, 16, 17, 50, 60). Diese Beschreibungen können jedoch nicht so leicht auf Schuheinlagen angewandt werden.

Man müsste daher einige Betrachtungen zum Komfort vom biomechanischen Standpunkt aus vorschlagen.

- Komfort kann bezogen sein auf die *Passgenauigkeit* der Einlage. Ein Beispiel hierzu ist das Fersenkissen. Je nach Aufbau des Fersenkissens der Einlage, kann es sich mehr oder weniger deformieren, indem es seine Funktion von der Stoßverringerung bis zum lokalen Schutz des Fersenbeins (11) verändert, eine Veränderung, die man in Zusammenhang mit dem Komfort sieht.
- Komfort kann verbunden sein mit *dynamischer Stabilität*. Wenn eine Einlage oder Einlage *zusätzliche Muskelarbeit* erfordert, um eine stabile Bewegung zu halten, wird diese Einlage wohl kaum als komfortabel betrachtet. Zusätzliche Muskelarbeit (z. B. zur Stabilisierung eines Gelenkes) kann der Grund für eine *frühe Ermüdung* sein, die als unkomfortabel betrachtet werden kann.
- Komfort kann auch von der Vibrationsstendenz der Weichteile abhängen. Jede Landung (Impact) bewirkt eine Schockwelle durch den Bewegungsapparat, die Weichteilvibrationen auslösen kann. Gewisse Muskeln müssen eventuell aktiviert werden, um diese Vibration zu vermeiden. Es wird spekuliert, dass diese Muskelanspannungen bei unterschiedlichen Schuheinlagen unterschiedlich sind. Diese zusätzliche Muskelaktivität mag eine Ursache sein, dass eine Einlage als komfortabel betrachtet wird.
- Komfort ist äußerst wichtig für Schuheinlagen, wurde jedoch für diesen Bereich noch nicht gründlich untersucht. Die Beziehung zwischen der plantaren Druckverteilung unter dem Fuß und dem Einlagenkomfort wurde erst kürzlich diskutiert (6). Es wurde von einem verstärkten Druck im Mittelfuß bei komfortablen Einlagensituationen berichtet, verglichen mit Situationen mit weniger komfortablen Einlagen. Es wurde jedoch keine funktionelle Erklärung dieses Ergebnisses geliefert.

In einer vor kurzem in unserer Gruppe durchgeführten Untersuchung wurde eine subjektive Einschätzung von kurzfristigem Einlagenkomfort bei Militärstiefeln durchgeführt (44). Die 106 Probanden testeten zehn dünne (< 4 mm) Einlagen mit systematisch veränderten Material- und Formeigenschaften und

klassifizierten sie auf Grund ihres subjektiven Komfortgefühls. Die Ergebnisse dieser Untersuchung zeigten, dass Probanden zwischen den Einlagen unterschieden und dass die Einschätzung probandenspezifisch war.

Die wichtigsten Aspekte zum Komfort können wie folgt zusammengefasst werden:

- *Komfort von Schuheinlagen ist äußerst wichtig. Konkrete Fakten zum Schuheinlagen-Komfort kann man jedoch in der wissenschaftlichen Literatur nicht leicht finden.*
- *Von dem biomechanischen Standpunkt aus kann Komfort mit Passgenauigkeit, zusätzlicher stabilisierender Muskelarbeit, Ermüdung und Dämpfung der Weichteilvibrationen in Zusammenhang gebracht werden.*
- *Komfort ist eine individuell unterschiedliche Eigenschaft.*

Vorschlag eines Konzepts für Einlagen

Der vorausgehende Abschnitt lieferte eine Liste mit Fakten und Spekulationen, die oft nicht das traditionelle Konzept unterstützen, dass Einlagen primär zur Ausrichtung des Skeletts eingesetzt werden. Das Skelett scheint sein Bewegungsmuster für eine gestellte Aufgabe nur minimal zu verändern, wenn Veränderungen an Schuhsohle oder Schuheinlage vorgenommen werden. Daher erscheint es sinnvoll, beim Einsatz von Schuheinlagen das Konzept der *Minimierung der Muskelarbeit* zu propagieren und zu diskutieren. Die grundlegenden Schritte des propagierten Konzepts sind:

- (1) Bei jedem Bodenkontakt wirkt ein Kraftsignal als Inputvariable auf den Schuh.
- (2) Die Schuhsohle wirkt als erster Filter für das Kraftinputsignal.
- (3) Die Einlage agiert als zweites Filter für das Kraftinputsignal.
- (4) Die plantare Fläche des Fußes mit ihren Weichteilen und Mechanorezeptoren wirkt als drittes Filter für das Kraftinputsignal.
- (5) Die gefilterte Information wird an das zentrale Nervensystem weitergegeben. Dieses liefert eine dynamische Reaktion, auf der Grundlage der personenspezifischen Bedingungen.
- (6) Der Proband führt die Bewegung für die gestellte Aufgabe aus.

Die ersten drei Schritte sind situationsabhängig und können durch die Aus-

wahl der Bewegungsaufgabe, des Schuhs und der Einlage beeinflusst werden. Die letzten drei Schritte sind subjektabhängig. Die Sensibilität für mechanische Signale, die potentiell vibrierenden Weichteilmassen und die von unserem Körper verwendeten Auswahlkriterien (cost function) können in jeder Situation verschieden sein.

Dieses Konzept könnte die experimentellen Ergebnisse der Skelettbeziehung (Fig. 1) wie auch der Einlagen mit veränderten Materialeigenschaften (Fig. 4) erklären. Das vorgeschlagene Modell könnte auch als Hilfe für Orthopädienschuhmacher dienen, um Schuheinlagen für Athleten oder Patienten auszuwählen.

Wenn dieses vorgeschlagene Konzept richtig ist, könnte man folgern, dass die tatsächliche Funktion einer Schuheinlage die folgende ist:

- Das Skelett hat ein bevorzugtes Bewegungsmuster für jede Bewegungsaufgabe (z. B. Laufen).
- Wenn eine Schuheinlage das bevorzugte Bewegungsmuster unterstützt, kann die Muskelaktivität reduziert werden. Wenn eine Schuheinlage dem bevorzugten Bewegungsmuster entgegenwirkt, muss die Muskelaktivität erhöht werden.
- Eine optimale Einlage verringert die Muskelaktivität.
- Eine optimale Einlage fühlt sich komfortabel an, da die unnötige Muskelaktivität und die daraus resultierende Ermüdung minimiert werden.
- Da die Muskelaktivität minimiert ist, sollte die Leistung durch eine optimale Einlage verbessert werden.

Die Minimierung der Muskelaktivität kann mit Hilfe von zwei wichtigen Strategien geschehen: Erstens durch die Stabilisierung der Gelenke und zweitens durch die Minimierung der Weichteilvibrationen (43).

Das vorgestellte Konzept für die Funktion von Schuheinlagen ist noch nicht durch genügend experimentelle oder theoretische Beweise gestützt. Es gibt einige anfängliche experimentelle Resultate, die das vorgeschlagene Konzept unterstützen. Es müssen jedoch noch mehr und noch stärkere Beweise geliefert werden, um das vorgeschlagene Konzept vollumfänglich zu unterstützen oder zurückzuweisen. Außerdem scheint es dringend notwendig, dass sich die Forschung im Bereiche der Schuheinlagen neu orientiert. Eine der

wichtigsten Aufgaben dieser Forschung besteht darin, Reaktionsmuster von Gruppen mit gleichen Strategien zu studieren. Es sollte möglich sein, die Eigenschaften von Einlagen (Materialeigenschaften, Geometrie, Zeitverhalten, usw.) den Eigenschaften der Probanden (Geometrie, Skelettausrichtung, Kraft, Sensibilität, usw.) anzugleichen, um die optimale Lösung für die Anpassung von Einlagen zu finden.]

● ● Anschrift für die Verfasser:

Benno N. Nigg, Dr. sc. nat.
Human Performance Laboratory
Faculty of Kinesiology
The University of Calgary
2500 University Drive NW
Calgary, Alberta, Canada, T2N 1N4

Die englische Version dieser Publikation wurde veröffentlicht in der Zeitschrift „Medicine and Science in Sports & Exercise“ 31(7): S 421 – S 428, 1999. Die deutsche Version wurde leicht bearbeitet.

Literatur:

1. Baitch, S. P., R. L. Blake, P. L. Finegan and J. Senatore. Biomechanical analysis of running with 25° inverted orthotic devices. *J. Am. Pod. Ass.* 81(12): 647 – 652, 1991.
2. Barton, JAG. and A. Lees. Comparison of shoe insole materials by neural network analysis. *Med. & Biol. Eng. & Comp.* 34(6): 453 – 459, 1996.
3. Bates, B. T., L. R. Osternig, B. Mason and L. S. James. Foot Orthotic Device to Modify Selected Aspects of Lower Extremity Mechanics. *Am. J. Sports Med.* 7:338 – 342, 1979.
4. Blanch, L. The joys of comfort. *Archit. Dig.* 42: 34, 1985.
5. Cavanagh, P. R. The running shoe book. Mountain View, CA. Anderson World, Inc. 1980.
6. Chen, H., B. M. Nigg and J. J. deKoning. Relationship between plantar pressure distribution under the foot and insole comfort. *Cl. Biom.* 9: 335 – 341, 1994.
7. Clarke, T. E., E. C. Frederick and C. L. Hamill. Effects of shoe cushioning upon ground reaction forces in running. *Int. J. Sports Med.* 4: 247 – 251, 1983.
8. Clement, D. B., J. E. Taunton, G. W. Smart and K. L. McNicol. A survey of overuse running injuries. *Phys. Sports Med.* 9: 47 – 58, 1981.
9. D'Ambrosia, R. D. and R. Douglas. Orthotics. In: Prevention and treatment of running injuries. D'Ambrosia and Drez (Eds.), C. B. Slack, Inc. New Jersey, 1982, pp. 155 – 164.
10. D'Ambrosia, R.D. Orthotic devices in running injuries. *Clinics in Sports Med.* 4: 611 – 618, 1985.
11. De Clercq, D., P. Aerts and M. Kunnen. The mechanical characteristics of the human heel pad during foot strike in running: an in vivo cine-radiographic study. *J. Biomech.* 27(10): 1213 – 1222, 1994.
12. Donatelli, R., C. Hurlbert, D. Conaway and R. St. Pierre. Biomechanical Foot Orthotics: A Retrospective Study. *JOSPT* 10(6): 205 – 212, 1988.
13. Dufek, J. S., B. T. Bates, H. P. Davis and L. A. Malone. Dynamic performance assessment of selected sport shoes on impact forces. *Med. Sc. Sports Ex.* 23(9): 1062 – 1067, 1991.
14. Eng, J. and M. R. Pierrynowski. The effect of soft foot orthotics on three-dimensional lower-limb kinematics during walking and running. *Physical Therapy* 74:9 836 – 844, 1994.
15. Fauno, P., S. Kalund, I. Andreasen and U. Jorgensen. Soreness in lower extremities and back is reduced by use of shock absorbing heel inserts. *Int. J. Sports Med.* 14(5): 288 – 290, 1993.
16. Fisher, V. G. and A. F. Connolly. Promotion of physical comfort and safety. C. Brown Company Publishers, 1975.
17. Francis, G. V. and B. Munjas. Promoting psychological comfort. C. Brown Company Publishers, 1979.
18. Garcia, A. C., J. V. Dura, J. Ramiro, J. V. Hoyos and P. Vera. Dynamic study of insole materials simulating real loads. *Foot & Ankle* 15(6): 311 – 323, 1994.
19. Grifka, J. K. Shoes and insoles for patients with rheumatoid foot disease. *Cl. Orth. & Rel. Res.* 340: 18 – 25, 1997.
20. Gross M. L., L. B. Davlin and P. M. Evanski. Effectiveness of orthotic shoe inserts in the long-distance runner. *Am. J. Sports Med.* 19(4): 409 – 412, 1991.
21. Gross, M. L. and R. C. Napoli. Treatment of lower extremity injuries with orthotic shoe inserts. *Sports Med.* 15(1): 66 – 70, 1993.
22. Inman, V. T. The joints of the ankle. Baltimore, Williams & Wilkins Co., 1976.
23. James S. L., B. T. Bates and Osternig L. R. Injuries to runners. *Am. J. Sport Med.* 6: 40 – 50, 1978.
24. Kastenbauer, T., G. Sokol, M. Auinger and K. Irsgler. Running shoes for relief of plantar pressure in diabetic patients. *Diabetic Med.* 15(6): 518 – 522, 1998.
25. Kato, H. T. Takada, T. Kawamura, N. Hotta and S. Torii. The reduction and redistribution of plantar pressures using foot orthoses in diabetic patients. *Diabetes Res. & Cl. Practice.* 31(1 – 3): 115 – 8, 1996.
26. Lafortune, M. A., E. M. Hennig and M. J. Lake. Dominant role of interface over knee angle for cushioning impact loading and regulating initial leg stiffness. *J.Biom.* 29(12): 1523 – 1529, 1996.
27. Leung, A. K., A. F. Mak and J. H. Evans. Biomedical gait evaluation of the immediate effect of orthotic treatment for flexible flat foot. *Prosth. Orth. Int.* 22(1): 25 – 34, 1998.
28. Liu, W., J. Miller, D. J. Stefanyshyn and B. M. Nigg. Accuracy and reliability of a technique for quantifying foot shape, dimensions and structural characteristics. (submitted to *Ergonomics*).
29. Lynn, B. Cutaneous sensation. In: Physiology, biochemistry and molecular biology of the skin (2nd ed.) Goldsmith, L. (Ed.), 1991.
30. Martin, J. H. and T. M. Jessell. Modality coding in the somatic sensory system. In: Principles of Neural Science (3rd ed.), Kandel, E. R., Schwartz, J. H. and Jessell, T. M. (Eds.) Elsevier, New York, 1994.
31. McCulloch, M., D. Brunt and D. V. Linden. The effect of foot orthotics and gait velocity on lower limb kinematics and temporal events of stance. *JOSPT* 17(1): 2 – 10, 1993.
32. McNair, P. J. and R. N. Marshall. Kinematic and kinetic parameters associated with running in different shoes. *Br. J. Sports Med.* 28(4): 256 – 260, 1994.
33. McPoil, T. G. and M. W. Cornwall. Effect of insole material on force and plantar pressures during walking. *J. Am. Pod. Med. Ass.* 82(8): 412 – 416, 1992.
34. Milgrom, C., A. Finestone, N. Shlamkovitch, J. Wosk, A. Laor, A. Voloshin and A. Eldad. Prevention of overuse injuries of the foot by improved shoe shock attenuation. A randomized prospective study. *Cl. Orth. & Rel. Res.* 281: 189 – 192, 1992.
35. Müller, M. J., M. J. Strube and B. T. Allen. Therapeutic footwear can reduce plantar pressures in patients with diabetes and transmetatarsal amputation. *Diabetes Care.* 20(4): 637 – 641, 1997.
36. Nawoczenski, D. A., T. M. Cook and C. L. Saltzman. The effect of foot orthotics on three-dimensional kinematics of the leg and rearfoot during running. *JOSPT* 21(6): 317 – 327, 1995.
37. Nigg, B. M., S. M. Luethi, J. Denoth and A. Stacoff. Methodological aspects of sport shoe and sport surface analysis. In: Biomechanics VIII-B. H. Matsui and K. Kobayashi (eds.). Human Kinetic Publishers, Champaign, Illinois: pp. 1041 – 1052, 1983.
38. Nigg, B. M., A. H. Bahlens, J. Denoth, S. M. Luethi and A. Stacoff. Factors influencing kinetic and kinematic variables in running. In: Biomechanics of Running Shoes. B. M. Nigg (ed.). Human Kinetics Publishers, Illinois. 1986, pp. 139 – 159.
39. Nigg, B. M. and M. Morlock. The influence of lateral heel flare of running shoes on pronation and impact forces. *Med. Sc. Sports Ex.* 19(3): 294 – 302, 1987.
40. Nigg, B. M., A. Kahn, V. Fisher and D. Stefanyshyn. Effect of shoe insert construction on foot and leg movement. *Med. Sc. Sports Ex.* 30(4): 550 – 555, 1998.
41. Nigg, B. M., W. Herzog and L. J. Read. Effect of viscoelastic shoe insoles on vertical impact forces in heel-toe running. *Am. J. Sport Med.* 16: 70 – 76, 1988.
42. Nigg, B. M., G. K. Cole and W. Nachbauer. Effects of arch height of the foot on angular motion of the lower extremities in running. *J. Biom.* 26(8): 909 – 916, 1993.
43. Nigg, B. M. Impact forces in running. *Cur. Op. Ortho.* 8: 43 – 47, 1997.
44. Nigg, B. M., W. Liu, D. Stefanyshyn and J. Miller. Subjective evaluation of insert comfort in military boots. (submitted to *Ergonomics*).
45. Novick, A. and Kelley, D. L. Position and movement changes of the foot with orthotic intervention during the loading response of gait. *JOSPT* 11: 301 – 312, 1990.
46. Novik, A. and D. L. Kelley. Position and movement changes of the foot with orthotic intervention during the loading response of gait. *JOSPT* 11: 301 – 312, 1990.
47. Nurse, M. A. and B. M. Nigg. Quantifying a relationship between tactile and vibration sensitivity of the human foot with plantar pressure distribution during gait. (submitted to *Cl. Biom.*).
48. Ogata, K., M. Yasunaga and H. Nomiya. The effect of wedged insoles on the thrust of osteoarthritic knees. *Int. Orth.* 21(5): 308 – 312, 1997.
49. Reinschmidt, C., van den Bogert, A. J., Murphy, N., Lundberg, A. and Nigg, B. M. Tibiocalcaneal motion during running – measured with external and bone markers. *Cl. Biom.* 12(1): 8 – 16, 1997.
50. Robbins, S. E. and G. J. Gouw. Athletic footwear: Unsafe due to perceptual illusions. *Med. Sc. Sports Ex.* 23(2): 217 – 224, 1991.
51. Robbins, S., G. J. Gouw and J. McClaran. Shoe sole thickness and hardness influence balance in older men. *J. Am. Geriatr. Soc.* 41(9): 1011 – 1012, 1993.
52. Robbins, S., E. Waked, G. J. Gouw and J. McClaran. Athletic footwear affects balance in men. *Br. J. Sports Med.* 28(2): 117 – 122, 1994.
53. Robbins, S. and E. Waked. Balance and vertical impact in sports: role of shoe sole materials. *Arch. Phys. Med. & Rehab.* 78(5): 463 – 467, 1997.
54. Robbins, S., E. Waked, P. Allard, J. McClaran and N. Krouglicof. Foot position awareness in younger and older men: the influence of footwear sole properties. *J. Am. Geriatr. Soc.* 45(1): 61 – 66, 1997.
55. Rothwell, J. Control of human voluntary movement. New York, Chapman and Hall. 1994.
56. Schweltnus, M. P., G. Jordaen and T. D. Noakes. Prevention of common overuse injuries by the use of shock absorbing insoles. A prospective study. *Am. J. Sports Med.* 18(6): 636 – 641, 1990.
57. Shiba, N., H. B. Kitaoka, T. D. Cahalan and E. Y. Chao. Shock-absorbing effect of shoe insert materials commonly used in management of lower extremity disorders. *Cl. Orth. & Rel. Res.* 310: 130 – 136, 1995.
58. Shrader, J. A. and K. L. Siegel. Postsurgical hindfoot deformity of a patient with rheumatoid arthritis treated with custom-made foot orthoses and shoe modifications. *Phys. Therapy* 77(3): 296 – 305, 1997.
59. Simkin, A., I. Leichter, M. Giladi, M. Stein and C. Milgrom. Combined effect of foot arch structure and an orthotic device on stress fractures. *Foot & Ankle* 10(1): 25 – 29, 1989.
60. Slater, K. Human comfort. Springfield, Illinois, 1985.
61. Smith, L. S., T. E. Clarke, F. Santopietro and C. L. Hamill. The effects of soft and semi-rigid orthotics upon rearfoot movement in running. *J. Am. Pod. Med. Ass.* 76: 227 – 233, 1986.
62. Stacoff, A., C. Reinschmidt, B. M. Nigg, A. J. van den Bogert, A. Lundberg, J. Denoth and E. Stüssi. Effects of foot orthoses on skeletal motion during running. (submitted to *Cl. Biom.*).
63. Wen, D. Y., J. C. Puffer and T. P. Schmalzried. Lower extremity alignment and risk of overuse injuries in runners. *Med. Sc. Sports Ex.* 29(10): 1291 – 1298, 1997.

Daniela Ohlendorf:

Haben sensomotorische Elemente Einfluss auf die Kiefermuskulatur?

Zusammenfassung:

In dem Beitrag soll versucht werden, im Rahmen einer Pilotstudie den Einfluss der podo-orthesiologischen beziehungsweise podo-ätiologischen Elemente – neben den bereits belegten Auswirkungen auf die Körperstatik – und deren Effekte auf die Kieferrelation darzustellen. Um diese gezielt hervorgerufene Varianzen der neuromuskulär veränderten Körper- und Kieferbewegungen aufzudecken, die mittels dieser Elemente entlang aufsteigender Muskelketten hervorgerufen werden, dienen zwei unterschiedliche technische Verfahren. Zum einen werden die Veränderungen der Oberkörperhaltung mit Hilfe eines dreidimensionalen Rückenscanners dargelegt und zum anderen erfolgt die Messung der horizontalen Kieferrelationen mittels eines intraoralen, hochauflösenden Stützstiftes.

Grundsätzlich ist bei jedem Menschen eine gute aufrechte Körperhaltung von einem ausgeglichenen Verhältnis der beteiligten Körpersegmente und der sie haltenden und bewegenden Muskulatur abhängig. Sollte eine unphysiologische Haltung über einen längeren Zeitraum eingenommen werden, folgen Veränderungen der Körperstatik. Gegebenenfalls kann diese sogar nachhaltig verändert werden, wobei sich demzufolge auch die Muskelaktivität sowie die Stellung der Gelenke zueinander ändern. Eine andere Gewichtsverteilung mit muskulären Dysbalancen ist häufig die Folge, die der Organismus bestmöglich kompensiert. Die Muskulatur versucht daher durch einen erhöhten Spannungszustand und mit gesteigerter Aktivität sowie vermehrtem Energieverbrauch den Zusatzbelastungen entgegenzuwirken beziehungsweise diese auszugleichen. Diese Mehrarbeit erschwert die körperliche Gleichgewichtsregulierung.

Im Gegensatz zu konstitutionellen Voraussetzungen, die nicht zu beeinflussen sind, ist es über das sensomotorische System, welches das sensorische Wahrnehmungssystem mit dem motorischen System der Bewegungssteuerung verbindet, möglich, aktiv die Körperhaltung zu steuern. Im Zentralen Nervensystem werden alle peripheren Informationen mit zentralen Impulsen verarbeitet, so dass letztendlich über ausführende Signale eine situationsadäquate motorische Steuerung der Bewegung möglich ist [21].

Wirkung von unten nach oben

Mit Hilfe einer haltungsverbessernden, sensomotorischen Einlegesohle kann je nach Platzierung der einzelnen Elemente auf den Muskelzustand beziehungsweise die Muskelaktivität Einfluss genommen werden und gemäß des Muskelkettenprinzips wird aufsteigend der Muskelzustand der folgenden Muskeln ebenfalls verändert. Auf diesem Weg ist es möglich, gezielt die Körperstatik (bis hin zur Nackenmus-

kulatur) und auch die Körperdynamik positiv zu verbessern und haltungsbedingte Beschwerden zu lindern [1–7, 11, 12, 15, 16, 18, 19, 20, 23]. Aufgrund der anatomischen Nähe sowie ihrer muskulären Zusammenhänge zwischen der Kiefer- und Nackenmuskulatur liegt eine bestehende funktionelle Interdependenz zwischen dem cranio-mandibulären System (CMS) und der Kopfhaltung nahe [9, 13, 25, 26].

Bereits in Studien aus dem Jahre 1926 konnte nachgewiesen werden, dass eine Korrelation zwischen der Kieferlage und der Kopfhaltung existiert. Bei einer Dorsalflexion des Kopfes erfolgt eine Rückverlagerung des Unterkiefers. Im Gegensatz dazu verlagert sich bei einer Ventralflexion des Kopfes der Unterkiefer nach vorne [24].

Dieses Ergebnis wurde in einer anderen Untersuchung an 50 Probanden bestätigt, bei denen die Körperhaltung mit der Okklusion in Zusammenhang gebracht worden ist. Hier kann eine leicht nach anterior geneigte Körperhaltung bei Angle-Klasse II-Patienten (dentaler Rückbiss) und eine nach posterior geneigte Körperhaltung bei Angle-Klasse III-Patienten (dentaler Vorbiss) posturografisch nachgewiesen werden (siehe Abb. 1) [17].

Lippold et.al. (2000) konnten bei 50 Patienten mit Asymmetrien im Zahn- und Kieferbereich, wie im Falle eines einseitigen Kreuzbisses, eine statistisch signifikante Korrelation zu Beckenschiefständen und funktionellen Beinlängendifferenzen dahingehend nachweisen, dass bei Asymmetrien im Kieferbereich funktionelle Einschränkungen im Bereich der Bewegungssegmente der Wirbelsäule und im Halswirbelsäulenbereich zu registrieren sind [14]. Basierend auf Beobachtungen zwischen körperlicher Asymmetrie und einseitigem Kreuzbiss bei 63 skoliootischen Patienten zog Prager das Fazit, dass der Kreuzbiss eine Übertragung der Körperasymmetrie darstellt. Er konnte jedoch keine Gesetzmäßigkeit zwischen Kreuzbissseite und Krümmung der Wirbelsäule feststellen [22].

Anschrift der Verfasserin:

Dr. Daniela Ohlendorf
Klinikum der Johann Wolfgang
Goethe-Universität
Zahnärztliches Universitätsinstitut
„Carolinum“
Poliklinik für Kieferorthopädie
ZZMK, Haus 29, 2. Etage
Theodor-Stern-Kai 7
60596 Frankfurt am Main
E-Mail:
Ohlendorf@med.uni-frankfurt.de

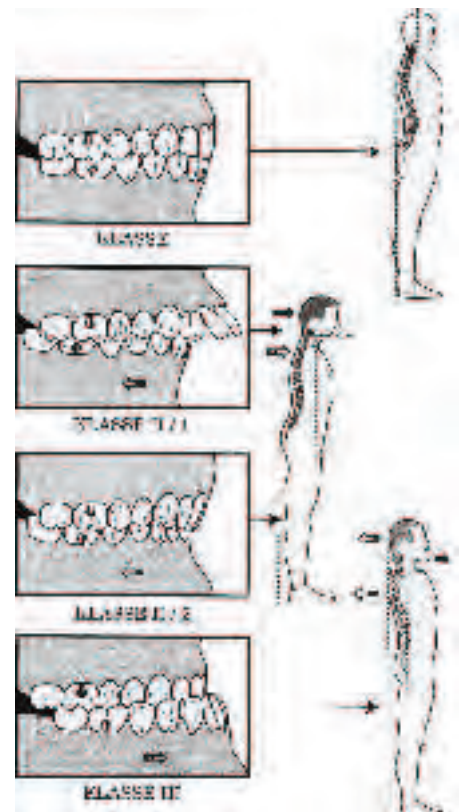
Im Rahmen einer Pilotstudie untersuchten Desoi et. al [10] den Einfluss des visuellen Systems im Stehen auf die horizontale Kieferrelation mittels einer intraoralen, hochauflösenden Stützstiftregistrierung. Diese Methode der horizontalen Kieferrelationsbestimmung stellt eine bedeutende Komponente im Rahmen einer zahnärztlichen Kieferrelationsbestimmung dar. Auf diesem Weg ist es möglich, die ideale Position vom Unterkiefer zum Kiefergelenk und zum Gesichtsschädel zu finden. Des Weiteren ist es möglich, aufgrund der grafischen Darstellung der Bewegungsbahnen und Positionen des Unterkiefers Informationen über mögliche Bewegungsstörungen zu erhalten. Innerhalb des Probandenkollektivs belegten sie einen Unterschied im Stehen zwischen geöffneten und geschlossenen Augen im Hinblick auf die finale Kontaktposition (Adduktionspunkt, Adduktionsfeld). Dies bedeutet, es konnte ein Unterschied im Bewegungsfeld des Unterkiefers nachgewiesen werden, der rein muskulär

geführt und nicht durch anatomische Strukturen limitiert wird.

Folglich hat sich der Gedanke, dass das Craniomandibuläre System und die gesamte Körperhaltung funktionell miteinander in Beziehung stehen, in den letzten Jahren als ein beliebter Diskussionsgegenstand im zahnmedizinischen Bereich etabliert. Im Rahmen einer zunehmenden Verknüpfung verschiedener medizinischer Fachgebiete rückt auch eine interdisziplinäre Behandlung des Patienten immer mehr in den Focus der Öffentlichkeit.

Die Fragestellung

Daher stellt sich in diesem Zusammenhang die Frage, ob sich die positive Wirkung der podo-orthesiologischen beziehungsweise podo-ätiologischen Elemente entlang aufsteigender Muskelketten bis hin zur Kiefermuskulatur vollzieht und folglich die Relationen vom Ober- zum Unterkiefer sowie dessen Bewegungsbahnen verändern kann. Aufgrund der Tatsache, dass die Elemente unter der Fußsohle platziert



1 Zusammenhänge zwischen der Angle-Klasse und der Körperhaltung. Entnommen aus [8]



2 Exemplarisches Unterlegen der Elemente anhand eines Probanden.

werden – an einem Ende des Körpers – und ihr Effekt im craniomandibulären System – am anderen Ende des Körpers – gemessen werden soll, muss der Fakt berücksichtigt werden, dass dazwischen sehr viel Spielraum für muskuläre Kompensationsprozesse ist. Aus diesem Grund soll der Einsatz des dreidimensionalen Rückenscanners belegen, dass sich zudem durch den systematischen und individuellen Einsatz der Elemente eine harmonischere Oberkörperhaltung einstellt.

Daher ist es das Ziel dieser Untersuchung, Korrelationen zwischen der Oberkörperhaltung und der habituellen Okklusion sowie den Bewegungsbahnen in sagittaler und transversaler Richtung (Artikulation) des Unterkiefers darzustellen.

Material und Methodik

Probanden

An dieser Pilotstudie haben 10 vollbezahlte Erwachsene (9 Rechtshänder/ 1 Linkshänder) teilgenommen, die an

geringen haltungsbedingten Beschwerden litten, welche jedoch keine alltagsbeeinträchtigende Auswirkungen haben. Ausgeschlossen wurden Erwachsene mit einer aktuellen kieferorthopädischen beziehungsweise orthopädischen Behandlung, einer Therapie mit einem Aufbissbehelf, Knack- oder Reibegeräusche im Kiefergelenk, Schmerzen beim Bewegen oder beim Kauen im Kiefergelenk, einer Kieferklemme oder einer Kiefersperre.

Untersuchungsablauf

Zunächst wird der Proband in aufrecht stehender Position jeweils dreimal sowohl mit dem dreidimensionalen Rückenscanner als auch mit der elektronischen Stützstiftregistrierung bei habitueller Ausgangsstellung vermessen.

Als Vorbereitung für die anschließenden Messungen wurde zunächst ein dynamischer Blauabdruck angefertigt, um erste Erkenntnisse über das Geh- und Stehverhalten sowie in ihrer Funktion beeinträchtigte Muskelketten zu erhalten. Das anschließende Anamnesegespräch komplettierte den ersten Eindruck über die primären und möglicherweise auch sekundären haltungsbedingten Beschwerden beziehungsweise Probleme des einzelnen Probanden. Weiterhin ergänzte eine funktionelle Bewegungsuntersuchung des Patienten die Anamnese und erteilte Auskunft über den Muskelstatus beziehungsweise die Muskelspannung sowie die Körperstatik. Nun erfolgte das systematische, individuelle Unterlegen der einzelnen podo-orthesiologischen beziehungsweise podo-ätiologischen Elemente (siehe Abb. 2), um entlang aufsteigender Muskelketten eine verbesserte muskuläre Balance zu erreichen mit dem Ziel der Harmonisierung der Körperstatik.

Beim Unterlegen der Elemente wurden die Grundprinzipien der Podo-Orthesiologie nach Breukhoven und der Podo-Äthiologie nach Aich eingehalten. Die einzelnen Elemente unterschiedlicher Stärke (von 1 – 3 mm) wurden so unter der Fußsohle platziert, dass diese der individuellen Beschwerde entsprechend wirksam werden konnten. Daraufhin wurden erneut eine dreidimensionale Rückenscannung und eine intraorale, elektronische Registrierung

der horizontalen Kieferrelation mittels der Stützstiftregistrierung bei aufrechter Körperhaltung dreimal durchgeführt.

Die Messdaten der Probanden dieser Pilotstudie wurden im Softwareprogramm Bias (Version 9.0) statistisch ausgewertet. Hierfür kam der Wilcoxon-matched-pairs Test ohne anschließende Bonferroni-Korrektur zum Einsatz.

Messwerterfassung

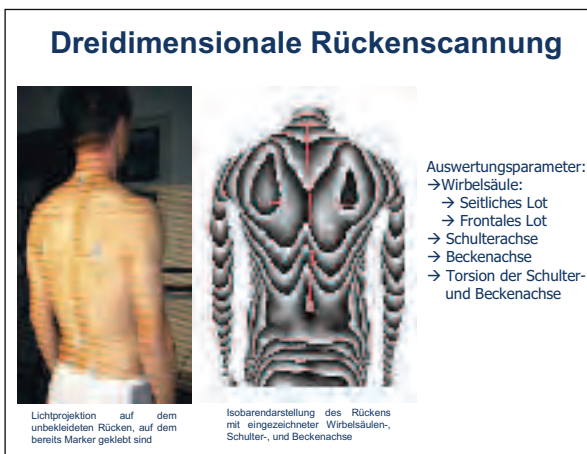
Um Veränderungen der Oberkörperstatik und insbesondere der Okklusion und Artikulation beim Stehen durch die Elemente dokumentieren zu können, wurden zum einen die dreidimensionale Rückenvermessung und zum anderen eine intraorale elektronische Stützstiftregistrierung durchgeführt.

Die dreidimensionale Aufnahme der Rückenoberfläche durch den Rückenscanner MiniRot Kombi der Firmen GeBiom/ABW GmbH erfolgte über einen integrierten Projektor, der ein Streifenmuster auf den Rücken projiziert. Eine LCD-Kamera nimmt dieses Muster aus einem definierten Winkel auf. Damit die anschließende Aufnahme der Rückenoberfläche auch in einem Phasenbild auf dem Computer betrachtet werden kann, müssen bei allen Testpersonen sechs zuvor festgelegte anatomische Fixpunkte mit aufzuklebenden Markern am unbedeckten Rücken gekennzeichnet werden, so dass immer aus zwei Markern zusammen der Winkel der folgenden Bereiche berechnet werden kann (Abb. 3).

Für die Aufnahme und Datengewinnung der sechs ausgewählten Oberflächenpunkte inklusive der Berechnung und Darstellung ihrer dreidimensionalen Koordinaten in einem Phasenbild benötigt das Messgerät zirka zwei Sekunden. Während einer Sequenz werden 15 Bilder aufgenommen. Die maximale Bildfrequenz liegt bei über 500 frames/s bei einer räumlichen Auflösung von $\frac{1}{100}$ Millimeter.

Mit Hilfe der Triangulationstechnik ist die Berechnung der dreidimensionalen Koordinaten des Rückens flächendeckend möglich (siehe auch www.abw-3d.de).

Um die ideale Position vom Unterkiefer zum Kiefergelenk und zum Gesichtsschädel zu finden, wird die Aufzeichnung der horizontalen Kieferrelationen eingesetzt. So können die lateralen und sagittalen Unterkieferbe-



3 Dreidimensionale Rückenscannung.

wegungen sowie Adduktionspunkte beziehungsweise Adduktionsfelder aufgezeichnet werden. Des Weiteren ist es möglich, aufgrund der grafischen Darstellung der Bewegungsbahnen des Unterkiefers Informationen über mögliche Bewegungsstörungen zu erhalten. Hierfür wird eine intraorale, hochauflösende Stützstiftregistrierung der Firma IPR (IPR-Systeme GmbH, Oldenburg) verwendet. Dieser intraorale Stützstift erfasst Positionen, Bewegungsbahnen sowie Druck mit hoher Genauigkeit und dies bei Bedarf auch über einen längeren Zeitraum hinweg. So registriert das System Bewegungen innerhalb eines Kraftbereich zwischen 10 und 30 N – bezogen auf die Kieferschlusskraft, indem eine ungestörte (interferenzfreie) neuromuskuläre Koordination von Bewegungen möglich ist. Damit der Stützstift Bewegungen und Positionen des Unterkiefers in Relation zum Oberkiefer aufzeichnen kann, ist vorab die Herstellung einer Ober- und einer Unterkieferschablone als Träger der Stützstiftes und des Sen-

sors erforderlich (Abb. 4). Hierfür sind eine Vorbisnahme, eine exakte Abformung der Kiefer sowie eine Gesichtsbogenübertragung notwendig, so dass auf Basis dieser Daten zwei individuelle Schablonen eine zur Befestigung des Stützstiftes und eine zur Befestigung des Registriersensors vom zahntechnischen Labor angefertigt werden können. Hierbei gilt es darauf zu achten, dass der Stift im Oberkiefer mittig zwischen den mesialen Kontaktpunkten der beiden ersten Molaren (Zahn 16 und 26) positioniert werden sollte.

Um eine Reproduzierbarkeit der Messergebnisse zu garantieren, wurde bei einer inzisalen Sperrung von einem Millimeter im Stehen bei aufrechter (habituel) Körper- und Kopfhaltung registriert. Für die Gewährleistung der

optimalen Kieferschlusskraft wird dem Probanden sowohl bildlich über einen Monitor, als auch akustisch mittels eines Signaltons angezeigt, ob er sich in diesem Kraftbereich befindet. Die dazugehörige Software ermöglicht eine klinische Betrachtung der entstandenen Pfeilwinkeldiagramme bei einer bis zu 400-prozentigen Vergrößerung.



4 Verschiedene Schablonen dienen als Träger des Stützstiftes und des Sensors.



5 Bewegungsdurchführung im Kiefer bei der Stützstiftregistrierung.

Bei den Bewertungsparametern handelt es sich um (1) die initiale Kontaktposition, die sagittale Bahn (2) mit Protrusions- und (3) Retrusionsbewegung, (4) transversale Bewegungen sowie (5) die finale Kontaktposition (Abb. 5). Es erfolgte ein Parametervergleich zwischen den Messdaten ohne und mit Elementen.

Untersuchungsergebnisse

Im Hinblick auf die dreidimensionale Rückenvermessung ist durch die Wirkung der Elemente hauptsächlich eine Veränderung in der Beckenregion eingetreten. Hier ist zum einen ein Angleichen der beiden Beckenmarker in ihrer Höhe ($p = 0,02$) erfolgt und zum anderen verringert sich die Stellung dieser beiden Marker im Raum ($p = 0,03$). Letzteres bedeutet, dass sich die Rotation des Beckens reduziert, welche anhand der markierten SIAPS gemessen wird. Bei Betrachtung der Mittelwerte dieser beiden Parameter kommt es zu einer Verringerung der Höhe der SIPS-Marker von $1,9^\circ$ und einer durchschnittlichen Reduzierung der Rotation von $1,5^\circ$. Des Weiteren ist eine Veränderung der Marker des Schulterbereichs (höchste Stelle der Schulterblätter) eingetreten ($p = 0,03$). Hier liegt nach dem Einsatz der Elemente das rechte Schulterblatt im Mittel um $0,9^\circ$ tiefer als das linke Schulterblatt. Veränderungen der Wirbelsäulenparameter konnten statistisch nicht nachgewiesen werden. Demnach ist sowohl das seitliche als auch das frontale Lot konstant geblieben, so dass keine tendenziellen Veränderungen der skoliotischen Fehllhaltung oder der Wirbelsäulenform eingetreten sind.

Hinsichtlich der horizontalen Kieferrelationsbestimmung ist zu erken-

nen, dass sich die initiale Kontaktposition (A) durch das individuelle Unterlegen der podo-ätiologischen und podo-orthesiologischen Elemente weiter nach mesial (y-Achse; $p = 0,02$) bewegt, sich dies aber nicht auf die Seitbewegung (x-Achse) auswirkt. Während die finale Kontaktposition unverändert bleibt, hat sich die retrale Kontaktposition (Kontaktposition, die passiv geführt sich am weitesten zum Rachen hin befindet; Retrusion) auf der x-Achse nach links verschoben ($p = 0,02$). Die Werte der initialen und retralen Kontaktposition gleichen sich von den Werten her (auf der x-Achse) dadurch an. Die Auswertung der Bewegungsbahnen ergab eine durchschnittliche Verschiebung der Protrusion (Vorschieben des Unterkiefers) von 0,25 Millimeter nach links ($p = 0,03$). Im Hinblick auf die Lateralbewegungen war ohne die Elemente, das heißt bei neutraler Standmessung, ein Unterschied der Höhe der Bewegungen im Seitenvergleich zu registrieren ($p = 0,03$). Die linken Seitbewegungen waren auf der y-Achse tiefer als die rechten Seitbewegungen. Dies war nach dem Unterlegen der haltungsverbessernden Elemente nicht mehr der Fall. Es ist kein Unterschied mehr zu sehen, da sich das Bewegungsausmaß der linken Seite vergrößert hat.

Bei dem Vergleich der beiden Messbedingungen – mit und ohne Elemente – für jede Seite als solche, hat sich der höchste Punkt der lateralen Bewegungsbahn (links und rechts) auf der y-Achse signifikant ($p = 0,03$) verändert. Sie liegen nun im Mittel minimal höher, so dass es auf beiden Seiten zu einem vergrößerten Bewegungsausmaß kommt, das auf der linken Kieferseite jedoch stärker zunimmt.

Schlussfolgerungen

Die Ergebnisse der statistischen Auswertungen belegen, dass die podo-orthesiologischen beziehungsweise podo-ätiologischen Elemente in der Lage sind, neben der Rumpfmuskulatur die Kiefermuskulatur anzusprechen und die Bewegungen des Unterkiefers zu verändern. Diesbezüglich sollte die individuelle Konstellation der Elemente unbedingt berücksichtigt werden, da sie immer probandenadäquat ist und entsprechend der jeweiligen Problematik neu konzipiert wird. Sobald die Oberkörperhaltung eine harmonischere Darstellung der dreidimensiona-

len Rückenscannung aufzeigt, wirkt sich dies positiv auf die Kieferrelation im Sinne harmonischerer Bewegungsabläufe des Pfeilwinkeldiagramms aus. Folglich müssen die an der Haltung beteiligten Muskeln weniger arbeiten, da eine verringerte Muskelarbeit aufgebracht werden muss, umgegen muskuläre Dysbalancen entgegenzuwirken. Dieser Umgestaltung der Körperhaltung liegt eine Reizeinwirkung der Einlagenelemente zu Grunde. Je nach Positionierung der hier verwendeten ein bis drei Millimeter starken Elemente sind sie im Stande, eine dementsprechend unterschiedliche, effektive Aktivierung der Muskelketten zu bewirken. Je nach Lage können sie primär entweder eine Aktivierung der Muskelspindeln oder der Golgi-Sehnenapparate erzeugen, wodurch die dreidimensionalen Bewegungen des Körpers feinfühlig und unbewusst gesteuert werden können.

Aufgrund der Tatsache, dass die erste Messung der Oberkörperhaltung, aber auch der horizontalen Kieferrelation schon wenige Minuten nach dem Unterlegen der Elemente erfolgt ist, reagiert die Skelettmuskulatur entlang aufsteigender Muskelketten sehr schnell. Je länger die Probanden den Einfluss der Elemente spüren, desto harmonischer sind hierbei die Bewegungsdurchführungen des Unterkiefers zu beobachten gewesen. Demzufolge entsteht die Vermutung, dass die Reizung der Fußmuskulatur durch die Elemente schnell vom sensomotorischen System adäquat verarbeitet und in reorientierten Bewegungsmustern umgesetzt werden kann; Bewegungen „pendeln“ sich ein.

Aufgrund der eintretenden muskulären Veränderung scheint es ebenfalls zu einer Entspannung der Kiefermuskulatur zu kommen. Durch diese muskuläre Entspannung entsteht eine bessere Muskelkoordination, welche sich in einer saubereren Zeichnung der einzelnen Bewegungen des Pfeilwinkeldiagramms äußert. Die Streuung der einzelnen Bewegungsbahnen, aber auch die Streuung der Adduktionspunkte haben sich sichtbar mit zunehmender Wirkungsdauer der Elemente reduziert.

Bezüglich der signifikanten Veränderungen der Koordinaten der initialen und retralen Kontaktposition kann nicht geschlussfolgert werden, dass sich nur aktive Bewegungen des Unter-

kiefers durch diese Reizsetzung entlang aufsteigender Muskelketten beeinflussen lassen. Auch die passiv geführte retrale Kontaktposition, welche durch anatomische Strukturen limitiert wird, hat sich in der zweiten Messreihe gegenüber der ersten Messreihe nach links verschoben. Die finale Kontaktposition bleibt indessen unverändert. Warum dies der Fall gewesen ist, sollte in weiteren Studien analysiert werden.

Die Artikulation, das heißt die Bewegungsbahnen des Unterkiefers, lässt sich durch die gezielte Reizsetzung der Elemente positiv beeinflussen.

Während der Haltungsanalyse zeigte sich, dass das Becken entsprechend der Händigkeit der Probanden ausgerichtet gewesen ist. Dieses ließ sich durch die gezielt eingesetzten Elemente so muskulär steuern, dass sich die Beckenstellung „neutralisierte“ und sich dadurch scheinbar die bewegungseingeschränkte Seite der lateralen Kieferbewegung verbesserte. Da es sich bei den Probanden dieser Studie fast ausschließlich um Rechtshänder handelt, ist eine Einschränkung der linken Lateralbewegung des Unterkiefers zu beobachten gewesen. Hier ist ein Angleichen des lateralen Bewegungsausmaßes des Unterkiefers erfolgt. Eine muskuläre Balance im Beckenbereich scheint sich folglich positiv auf die Muskeln im Unterkiefer auszuwirken, die für Lateralbewegungen verantwortlich sind. Somit lassen sich die Veränderungen der Okklusion aber auch der Artikulation, welche sich zusammen mit einer verbesserten Oberkörperhaltung vollziehen, insbesondere auf eine symmetrischere Beckenstellung zurückführen.

Fragen bleiben offen

Warum sich jedoch die Protrusionsbewegung, das heißt die Anteriorbewegung des Unterkiefers nach ventral, hingegen nach links verschiebt bei deutlicherer Zeichnung dieser Bewegung, sollte ebenfalls in weiterführenden Studien eingängiger erforscht werden. Auch welche Zusammenhänge zwischen diesen Ergebnissen und der Körperhaltung bestehen, sind noch unklar.

Während des Anamnesegesprächs jedes einzelnen Probanden wurde auch die Frage gestellt, ob in der Jugend eine kieferorthopädische Behandlung stattgefunden hat. Nicht alle Probanden haben dies bestätigt. Somit kön-

nen die Veränderungen auch nicht mit dem Einwirken einer abgeschlossenen kieferorthopädischen Behandlung in Beziehung gesetzt werden.

Im Hinblick auf eine zunehmende interdisziplinäre Behandlung von Patienten stellt sich die Frage, inwiefern sich der Einsatz dieser Elemente auf die Behandlung einer craniomandibulären Dysfunktion auswirken würde. Im Rahmen einer gut abgestimmten Behandlung der beteiligten Therapeuten wäre dies mit Sicherheit eine positive unterstützende Möglichkeit einer schnellen und zielgerichteten Therapie. Diese Hypothese müsste ebenfalls eingängiger überprüft werden.

Actio = reactio

Somit bleibt abschließend festzuhalten, dass die Auswirkungen der podiologischen beziehungsweise podorthesiologischen Elemente zwar generell in der Lage sind, einhergehend mit einer anderen Oberkörperhaltung die Aktivität der Kiefermuskulatur zu verändern, es aber nichtsdestotrotz immer individuell beurteilt werden muss, inwiefern sich dies auswirkt und auch äußert.

Fakt ist, dass sich durch die Elemente die Aufzeichnungsparameter der Stützstiftregistrierung verändern lassen.

Folglich können die Ergebnisse vorangehender Studien dahingehend erweitert werden, als dass diese Elemente nicht nur die Körperstatik und -dynamik bis hin zur Nackenmuskulatur positiv beeinflussen können, sondern dies auch bei der Kiefermuskulatur während des Stehens der Fall ist. Entsprechend des dritten Newtonschen Gesetzes „actio = reactio“ gehen auftretende Kräfte nie verloren. ■

Literatur

1. Aich L.: Basismodul zur Podo-Äthiologie nach Lydia Aich. Lehr-CD. 2006
2. Bourdiol R-J.: Pied et statique. Edition Maisonneuve. Paris. 1980
3. Bourdiol R-J.: Der gehende Mensch. OST. 2003; S. 12 – 17
4. Bourdiol R-J.: Klinisch therapeutische Aspekte der Podoorthesiologie. OST. 2003; S. 23 – 26
5. Bourdiol R-J.: Die Folgen der bevorzugten Lateralität. OST. 2001; S.36 – 40
6. Bourdiol R-J.: Die Fußgewölbe. OST. 2001; S. 14 – 18
7. Bourdiol R-J.: Funktionelle Myologie. OST. 2001; S. 16 – 25
8. Bricot, B.: La reprogrammation posturale globale. Édition Sauramps Médical. Montpellier. 1996
9. Cuccia, A., Caradonna, C.: The relationship between the stomatognathic system and body posture. Clinics. 2009; S. 64f.
10. Desoi, D., Ohlendorf, D., Kopp, S.: Einfluss des visuellen Systems auf die horizontale Kieferrelationsbestimmung. ZMK. 2009; S. 2 – 5
11. Jahn, M.: Prüfung der Wirkung von Modulen nach dem Podo-Orthesiologie-Konzept von Breukhoven. OST. Sonderheft Sensomotorik. 2006; S. 38 – 41
12. Kimmeskamp, S., Milani, T.L.: Afferenzstimulierende Einlagenversorgung – der Versuch einer physiologisch begründeten Begriffserklärung. OST. 2002; S. 24 – 31
13. Kopp S., Sebald W.G., Langbein U.: Craniomandibuläre Dysfunktion und Kieferorthopädie. Prakt. Kieferorthop. 2003
14. Lippold, C., Ehmer, U., van den Bos, L.: Beziehungen zwischen kieferorthopädischen und orthopädischen Befunden. In: Manuelle Medizin. Springer Verlag Berlin/ Heidelberg. 2000
15. Natrup, J., Ohlendorf, D., Fischer, F.: Auswirkungen neurologischer Einlagen auf die Körperstatik. OST, Sonderheft Einlagen. 2004, S. 56 – 63
16. Natrup, J., Ohlendorf, D., Fischer, F.: Neue Messverfahren zur Bestimmung des Einflusses der Schuhversorgung auf Haltung und Statik. 2005. Abstract – Technische Orthopädie 2005 in Garmisch-Partenkirchen; 31 – 33
17. Nobili A, Adversi R.: Relationship between posture and occlusion: a clinical and experimental investigation. Cranio. 1996; S. 274 – 85
18. Ohlendorf, D., Natrup, J., Niklas, A., Kopp, S.: Veränderung der Körperhaltung durch haltungsverbessernde, sensomotorische Einlegesohlen. Man Med. 2008; S. 93 – 98
19. Ohlendorf, D., Natrup, J.: Haltungskorrektur durch sensomotorische Einlegesohlen. OT. 2007; S. 102 – 106
20. Ohlendorf, D., Natrup, J.: Das Individuelle beweisbar machen – Messmethoden zum Wirkungsnachweis sensomotorischer Einlegesohlen. OST. Sonderausgabe „Sensomotorik“. 2006; S. 24 – 31
21. Ohlendorf D. Methoden und Mittel zur Verbesserung des statischen und dynamischen Muskelverhaltens: ein Trainings- und bewegungswissenschaftlicher Vergleich zwischen haltungsverbessernden, sensomotorischen Einlegesohlen und einem gesundheitsorientierten, rehabilitativen Muskelaufbautraining. Göttingen: Diss., 2008.
22. Prager, A.: Vergleichende Untersuchungen über die Häufigkeit von Zahnstellungs- und Kieferanomalien bei Patienten mit Deformitäten der Wirbelsäule. Fortschr. Kieferorthop.1980; S. 163 –168
23. Schallmey, W., Harmsel, I. Ter: Skript Basiskurs Podo-Orthesiologie. Lehrinstitut, Warendorf. 2006
24. Schwarz, AM: Kopfhaltung und Kiefer. Ztschr f Stomatol. 1926; S. 669 – 744
25. Visscher CM, De Boer W, Lobbezoo F, Habets LL, Naeije M. Is there a relationship between head posture and craniomandibular pain? J Oral Rehabil. 2002; S. 1030 – 6
26. Visscher CM, Huddleston Slater JJ, Lobbezoo F, Naeije M. Kinematics of the human mandible for different head postures. J Oral Rehabil. 2000; S. 299 – 305



Gregor Pfaff:

Ferse und Rückfuß in ihrer Bedeutung für Stand, Gang, Körperhaltung und Einlagenversorgung

Zusammenfassung:

Der Fuß ist ein Tastorgan zur Wahrnehmung der Erdoberfläche und ihrer Eigenschaften: glatt, rau, geneigt, angenehm, unangenehm, spitz oder stumpf. Die Fußsohle bildet in ihrer Ganzheit eine besondere Kontaktzone zwischen Körper und Erde. Wie der Fuß den Boden erfährt – und wie der Bewegungsapparat auf diese Reize reagiert – hängt unter anderem von den Tasterfahrungen der Säuglings- und Kindesentwicklung, Traumata, positiven und negativen Assoziationen von sensorischen Wahrnehmungen aller Kategorien sowie vom Fußumfeld wie Boden oder Schuhe ab.

Durch Rückkopplung zwischen afferenten und efferenten Signalen entwickelt sich sowohl ein sensomotorisches Gedächtnis (Bewegungsmuster) als auch

ein sensomotorisches Bewegungspotenzial (Reaktion „just in time“).

Störungen der Fußfunktion können als aufsteigende Störung der Muskelketten Dysfunktionen der Beine, der Hüften und der gesamten Wirbelsäule einschließlich des Nackens und Kopfbereiches zur Folge haben. Auf der anderen Seite sind Veränderungen des Untergrunds – zum Beispiel durch Einlagen – immer auch ein Eingriff in die Gesamtkörperhaltung, mit Konsequenzen und möglichen Nebenwirkungen. Eine Einlagenversorgung muss deshalb immer auch die natürliche Bewegung und die sensorische Funktion des Fußes für die Schritt- abwicklung und die Körperhaltung berücksichtigen.

1 Afferenz und Efferenz: Sensomotorische Steuerung vom Fuß bis zum Kopf.

Die Aufrichtung des Menschen auf zwei Beinen geschieht entwick- lungsgeschichtlich unter Anpassung an die Bodenverhältnisse und die Schwerkraft. Der Mensch war und ist unmittelbar darauf angewiesen, mit der Natur auf gutem Fuße zu stehen. Auf unregelmäßigem Boden Halt zu finden ist vornehmlich Aufgabe der Fußsohle und der Fußmuskulatur. Dabei muss die Körperbalance im Gleichgewicht gehalten werden. Störungen des Bewegungsablaufs müssen ständig korrigiert, adaptiert und automatisiert werden.

Diese höchst komplizierten Abstimmungsregelleistungen des Nervensystems sind pedo-craniale Regelsysteme, um alle Elemente des gesamten Bewegungsapparates zueinander – vom Fuß bis zum Kopf – statisch und dynamisch auszurichten. Alle anderen Körperstel-

lungen werden diesem Primat untergeordnet! Welche Rolle schlussendlich die Ferse, das untere und obere Sprunggelenk für die Körperaufrichtung und Lokomotion im Raum spielen, soll nachfolgend betrachtet werden.

Anatomische Grundlagen

Das Fersenbein ist der größte Knochen des Fußes. Zusammen mit der Malleolargabel, dem Talus und dem Os naviculare bildet es das obere und untere Sprunggelenk. Die Hauptleistung der zusammengesetzten Funktionseinheit besteht in der Umlenkung von vertikalen in horizontale Kräfte und der Beweglichkeit des Fußskeletts gegen den Unterschenkel. Die Bewegungen und Stellungen in den Articulationes talocalcaneonavicularis et subtalaris sind einerseits abhängig von den passiven

Anschrift des Verfassers:

Dr. Gregor Pfaff
Haimhauser Straße 1
80802 München
E-Mail: praxispfaff@web.de

Bandstrukturen und andererseits von der aktiven Balance der die Gelenke überspannenden Muskulatur. Im Barfußstand zu ebener Erde trägt die Ferse zirka 60 bis 70 Prozent des Körpergewichtes!

Bewegungs- und Gelenkachsen

Das Zusammenspiel des oberen und unteren Sprunggelenkes wird als *Articulatio talotarsea* bezeichnet. Die Stellung des Fersenbeines spielt für die Funktionalität des unteren Sprunggelenkes eine wesentliche Rolle. Die Bewegungsachse ist schräg orientiert: von hinten unten außen nach vorne oben innen. Das Gelenk ist weniger auf Fortbewegung als zur Einstellung des Fußes auf die Bodenverhältnisse konstruiert.

Die Abrollbewegung des Fußes erfolgt entlang der funktionellen Fußlängsachse; sie führt vom lateralen Rand des Tuber calcanei zur Mitte des Großzehengrundgelenkes. Die anatomische Fußlängsachse hingegen verläuft von der hinteren Fersenmitte durch das Grundgelenk des zweiten Mittelfußknochens und des zweiten Zehen (Lanz, Wachsmuth, 1999).

Stabilisierende Strukturen

Die passive Stabilität des oberen und unteren Sprunggelenkes wird über die interossären Bandverbindungen gewährleistet. Als Besonderheit ist zusätzlich das im unteren Sprunggelenk verlaufende Ligamentum talocalcaneum interosseum im Sinus tarsi hervorzuheben: Es trennt das Gelenk in eine vordere (*Articulatio talocalcaneonavicularis*) und hintere (*Articulatio subtalaris*) Gelenkkammer und entsteht

aus der Verschmelzung der jeweiligen Gelenkkapseln. Funktionell bilden die beiden anatomisch getrennten Gelenkkammern jedoch eine Einheit.

Der Sinus tarsi selbst wird durch Knochenrinnen des Calcaneus sowie des Talus gebildet. Neben Fettgewebe enthält er freie Nervenendigungen sowie reichlich Mechanorezeptoren und intraligamentäre Rezeptoren zur Propriozeption des unteren Sprunggelenkes (Jerosch 2009).

Zur Fußwurzel hin artikuliert das Fersenbein mit dem Os cuboideum, der Talus mit dem Os naviculare.

Entscheidend für die beschwerdefreie Funktion und Stabilität des Rückfußes ist jedoch die aktive Gelenkstabilisierung und Steuerung des Fersenkontaktes beim Auftritt. Die runde Grundform und relativ kleine Fläche des Tuber calcanei erfordert die sofortige, balancierte Aktivierung der stabilisierenden Unterschenkel- und Fußmuskulatur.

Die mächtige Achillessehne des M. triceps surae setzt dorsal am Oberrand des Tuber calcanei an. Maßgeblich an der Fortbewegung beteiligt, ist der Tuber calcanei im OSG hauptverantwortlich für die Plantarflexion und wirkt zusammen mit den anderen Flexoren des Unterschenkels (und dem M. tibialis anterior!) im USG supinierend. Die Dorsalflexion des Fußes wird hauptsächlich durch den M. tibialis anterior bewirkt, während die Pronation in erster Linie über die Peronealmuskulatur gesteuert wird.

Je weiter der Fuß unter Belastung abrollt, desto bedeutender wird die Muskelsteuerung der Gewölbe bilden: den Unterschenkel und Fußmuskulatur.

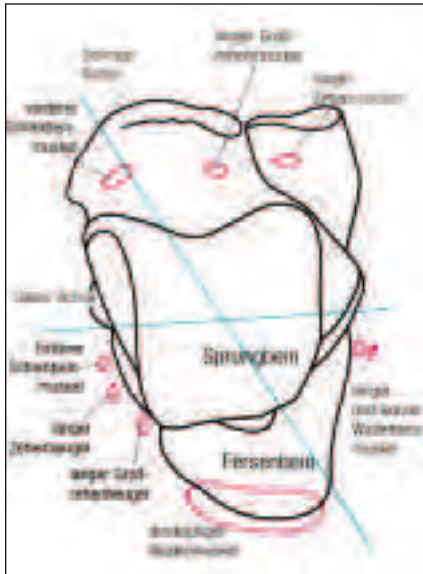
Zur Sicherung des Fußgewölbes setzen plantar die kurzen Fußmuskeln und die dreischichtige Plantarfascie am Tuber calcanei an. Zur Feineinstellung des oberen und unteren Sprunggelenkes sowie des Fußlängsgewölbes dienen der M. flexor digitorum longus, M. tibialis posterior, M. peroneus longus und M. flexor hallucis longus.

Der kräftigste Muskel zur Aufrichtung des Längsgewölbes ist der M. tibialis posterior, der hauptsächlich am Os naviculare ansetzt. Mit der Aufrichtung des Längsgewölbes wird unmittelbar auch die Stellung des unteren und oberen Sprunggelenkes beeinflusst.

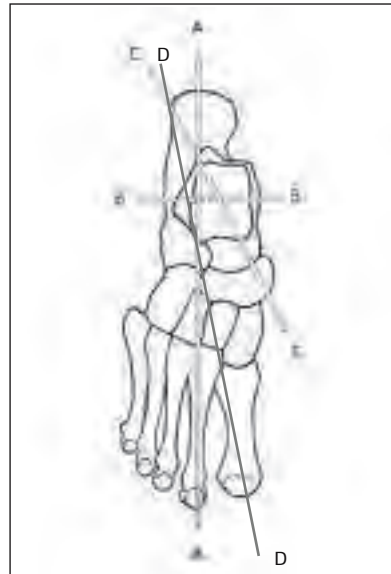
Sensomotorik

Der Fuß ist ein Tastorgan zur Wahrnehmung der Erdoberfläche und ihrer Eigenschaften: glatt, rau, geneigt, angenehm, unangenehm, spitz oder stumpf etc. Dabei spielen die Tasterfahrungen der Säuglings- und Kindesentwicklung, Traumata, positive und negative Assoziationen von sensorischen Wahrnehmungen aller Kategorien sowie das Fußumfeld wie Boden oder Schuhe eine wesentliche Rolle.

Hierbei entwickelt sich durch Rückkopplung zwischen afferenten und efferenten Signalen sowohl ein sensomotorisches Gedächtnis (Bewegungsmuster) als auch ein sensomotorisches Bewegungspotenzial (Reaktion „just in time“). Die Fußsohle bildet in ihrer Ganzheit eine besondere Kontaktzone zwischen Körper und Erde. Sie dient der Primärwahrnehmung des Untergrundes und sendet essenzielle Afferenzen ans Gehirn.



2



3

2 Bewegungsachsen des oberen und unteren Sprunggelenks mit Darstellung der umgebenden Sehnenverläufe bzw. Muskelansätze (Abb. aus: Schultz: Sport und Überlastungsschäden beim Lauf).

3 Schematische Darstellung der Sprunggelenks- und Fußachsen.

A-A: Fußlängsachse

B-B: Achse des oberen Sprunggelenks

C-C: Kompromissachse des unteren Sprunggelenks.

D-D: funktionelle Längsachse des Fußes.

(Abb.: Kraus, Fachkunde Orthopädienschuhtechnik; modifiziert).

Dadurch wird die Gleichgewichtsempfindung des Innenohrs ergänzt sowie die horizontale Stellung des Kopfes und die sensomotorische Körperbalance reguliert. Die anatomischen Strukturen dazu finden sich sowohl in der Haut, im Bindegewebe, in den Faszien, den Gelenkkapseln und den Muskelspindeln (Merkelzellen, Meißner'sche-, Ruffini'sche-, Paccini'sche Körperchen sowie Golgisehnenorgane und Muskelspindeln).

Dazu kommen freie Nervenendigungen, Kälte- und Nozizeptoren. In einer Arbeit von Yasuda (1999) werden die Plantarmechanorezeptoren als Wahrnehmungsergänzungen des Gleichgewichtssystems bezeichnet.

Die sensomotorische und biomechanische Kontrolle der Körperhaltung und des Bewegungsablaufs unterliegt somit einer visuellen-vestibulären, neuro-muskulo-fascial-skelettalen und psychoemotionalen Gesamtfunktion.

Stand, Gang und Körperhaltung

Die deutsche Sprache ist in ihrer Semantik eindeutig und beträchtenswert. Zur Begrüßung fragt man einander „Wie steht's? Wie läuft's? Wie geht's?“, man spricht auch von „Leichtfüßigkeit“, „Standfestigkeit“ und „Fortschritt“ als Metaphern des Stehens und Gehens. Die Körperhaltung allgemein kann als Körpersprache Ausdruck von Selbstbewusstsein, psycho-emotionalen Zuständen, aber auch von Geisteshaltungen sein. Beim Gesamtauftritt eines Menschen spielen

die Füße die tragende Rolle. Laufen die Füße nicht rund, so hinkt der ganze Mensch!

Die Gesamtfunktion ist ohne die visuell-vestibuläre Ausrichtung des Kopfes gegen die Schwerkraft nicht sinnvoll vorstellbar. Dabei spielen die obersten und untersten Muskel- und Faszien-Enden sowie die komplexe neurologische Verschaltung des Kopfes mit dem Fuß die entscheidende Rolle. Die Komplexität des Gesamtregelvorgangs übersteigt die Vorstellungsmöglichkeiten unserer Denkmodelle. Die multiplen Freiheitsgrade aller 26 Fußknochen und der sie verbindenden über 100 Muskeln, Sehnen und Bänder sind im Zusammenspiel mit der Gesamtkörperbalance ein Wunderwerk der Natur.

Einlagenverordnung unter besonderer Berücksichtigung des Rückfußes

Die Einlagenversorgung wird seit Jahren zunehmend kontrovers diskutiert. Die traditionelle Einlagenversorgung geht von einer falschen Fußgewölbestellung aus und will die Fußform mit festen Einlagen korrigieren.

Die Biomechanik hat versucht, sich von der statischen Betrachtungsweise zu lösen und die Dynamik der Bewegungsabläufe zu berücksichtigen. Der Grundgedanke aber, dass exzessive Bewegungen durch skelettunterstützende Maßnahmen reduziert werden sollten, wurde beibehalten. Benno Nigg und Mitarbeiter haben gezeigt, dass konventionelle Einlagen üblicherweise

keinen Einfluss auf die Kinematik des Skelettes beim Gehen oder Laufen haben (z. B. Pronation).

Trotzdem ist ein gewisser Erfolg des Einlagentragens aus der Erfahrung feststellbar. Dies wird durch eine Beeinflussung des EMG-Signals (Wavelet-Analyseverfahren) von bestimmten Muskelgruppen erklärt.

Traditionelle Einlagen bewirken zwar keine Bewegungsänderung im Pronationsverhalten, es kommt jedoch zu einer Entlastung der Muskulatur. Als Konsequenz daraus kann gefolgert werden, dass Einlagen prinzipiell die extern wirkenden Drehmomente verringern (durch eine Reduktion des extern wirkenden Hebels) und deshalb die Muskulatur, die die äußeren Drehmomente ausgleicht, dazu weniger Kraft entwickeln muss.

Wenn dieser bisher noch spekulative Zusammenhang stimmt, dann werden die Muskeln durch traditionelle Einlagenversorgungen prinzipiell entlastet. Längerfristig muss damit gerechnet werden, dass untrainierte Muskeln zurückgebildet werden und dementsprechend die Fußfunktionalität negative Effekte einschränken können.

Eine prinzipiell andere Denkweise wird durch die Anwendung propriozeptiver, afferenzverstärkender Einlagen verfolgt. Sie geht davon aus, dass exzessive Bewegungen von einer mangelhaften muskulären Kontrolle ausgehen (mangelhafte Innervationsmuster oder muskuläre Dysbalancen).

Wenn nun die Muskulatur durch das Setzen von bestimmten propriozeptiven

tiven Reizen spezifisch stimuliert wird, kann sie auf die auftretenden Belastungen besser reagieren und die Bewegungen in einem physiologischen Ausmaß halten.

Dies bedeutet, dass durch richtig eingesetzte Muskulatur exzessive Bewegungen vermieden werden können. Dadurch entstehen günstigere äußere Hebelverhältnisse mit kleineren externen Drehmomenten. Dies führt zu kleineren internen Drehmomenten und geringeren Muskelkräften zum Ausgleich derselben. Das Konzept beinhaltet somit eine aktive Bewegungskontrolle zur physiologischen Endbelastung der Muskulatur und Verbesserung des Bewegungsmusters und der Haltungsordination (Nigg, Segesser, Kälin 2003).

Konsequenz für die Verordnung von Einlagen

Beim Gehen und Stehen verändert sich die Stellung des Fersenbeins und die Fußgewölbestellung vielfach. Beim Aufsetzen des Fußes spannen sich der M. tibialis anterior und die Achillessehne (Reaktionszeit ca. 20 Millisekunden) an, die Fußwölbung wird durch Vorspannung der langen und kurzen Fußmuskulatur erhöht. Unter der Last des Körpergewichts verbreitert sich der Vorfuß und die Fußwölbungen flachen sich geringfügig ab.

Diese Abflachungen und die damit verbundene Spannungserhöhung in der Plantarfaszie und den Muskeldehnungsrezeptoren (Spindelorganen und Golgie-Apparaten) ist wichtig. Zusätzlich werden Mechanorezeptoren der Bänder und Gelenke aktiviert. Diese Veränderungen sind die essentiellen Voraussetzungen für ein kräftiges Anspannen der statodynamischen Muskulatur.

Das bedeutet, dass unter Berücksichtigung der Anatomie und der Sensomotorik eine freie Beweglichkeit aller Gelenksabschnitte, eine Dehnbarkeit und Nachgiebigkeit im Fasziens-, Bindegewebe und Bandapparat gegeben sein muss, um eine neuromuskuläre, aktive Reaktion des Fußes als Greiforgan und als Lokomotor auszulösen.

Verantwortungsvoll Einlagen verordnen

Die Wirksamkeit beziehungsweise auch die Notwendigkeit einer natürlichen Stimulation ergibt sich aus der oben genannten Anatomie und Funktiona-

lität vom ersten Fersenauftritt an bis zum Ende der Abrollbewegung (Gangzyklus). In Folge unserer heutigen Lebensweise auf harten und geraden Bodenverhältnissen fehlen differenzierte Oberflächenreize. Dies schwächt unsere sensorischen Systeme. Gleichgewichtsreaktionen und entsprechende neuromuskuläre Reaktionen des Gesamtmuskelsystems unterbleiben.

Abgesehen von diesem zivilisationsbedingten sensorischem Mangelzustand sind die meisten Schuhe durch zu enge Vorfußweite, unnötige Härte des Materials und Erhöhung des Absatzes für den Bewegungsablauf des Fußes schädlich. Daraus leiten sich nicht nur Störungen der Fußfunktion, sondern als aufsteigende Störung der Muskelketten Dysfunktionen der Beine, der Hüften und der gesamten Wirbelsäule einschließlich des Nackens und Kopfbereiches ab.

Eine Einlagenversorgung stellt demnach nicht nur eine hochsensible, verantwortungsvolle Fußversorgung dar. Vielmehr bedeutet sie einen Eingriff in die Gesamtkörperhaltung mit all ihren Konsequenzen und möglichen Nebenwirkungen. Jede Einlagenversorgung hat auf die oben genannten Zusammenhänge Einfluss und Veränderungspotenzial. Auch konventionelle Einlagen beeinflussen die Körperhaltung und die Motorik.

Aus diesem Grunde plädiere ich als Arzt an alle Beteiligten, eine sensomotorische Einlagenversorgung nicht zufällig zu veranlassen und diese in der Regel nicht auf der Basis eines Formabdruckes zu gestalten. In der Einlagenversorgung ist dementsprechend eine möglichst geringe mechanische Stützung im Rückfuß und Längsgewölbe, eine naturähnliche Dämpfung und eine sensomotorisch individuell auf die Muskulatur des Patienten abgestimmte Stimulation der Propriozeptoren zu beachten. Vor allem müssen Ärzte die Verantwortung von Wirkungen und Nebenwirkungen von Einlagenversorgungen übernehmen und das entsprechende Know-how in der orthopädischen Ausbildung erlernen. ■

Literatur beim Verfasser

Gregor Pfaff:

Die neurophysiologischen Grundlagen der sensomotorischen Einlagenverordnung

Zusammenfassung:

Die Sensomotorik bildet die neurologische Basis der Haltungs- und Bewegungssteuerung des Menschen. Die Muskeltonussteuerung gelingt durch Integration sensorischer Regelsysteme von Kopf bis Fuß. Schon geringe Irritationen der Regelkreise des Nervensystems lösen neuro-muskulo-skelettale Reaktionen, Anpassungen und Kompensationen im Bewegungsapparat aus.

Sensomotorische Einlagen aktivieren neuro-muskulo-skelettale Regelsysteme der Füße um posturale, haltungs- und bewegungsverändernde Wirkungen zu steuern und zu stabilisieren. Neuromuskuläre Dysbalancen, Myotendinosen, myofasziale oder pseudoradikuläre Schmerzsyndrome sind oft Ausdruck sensomotorischer Fehlsteuerungen und können durch sensomotorische Einlagen behandelt werden.

Nach individueller Untersuchung der Kopf- und Körperhaltung des Patienten wird die Fußmuskulatur palpiert und in ihrem Reflexverhalten durch sensomotorische Koordinationstests analysiert. Je nach Ergebnis werden hyper- oder hypotone Muskelareale durch differenziert ausgearbeitete prallelastische Polster stimuliert.

Auswirkungen dieser sensomotorischen Einlagentherapie auf die Haltungs- und Bewegungssteuerung lassen sich über die stato-dynamische 3D-/4D-Wirbelsäulenvermessung nachweisen.

Die Körperhaltung wird über posturale Reaktionen verschiedener Rezeptorensysteme individuell eingestellt. Bewegungsprogramme werden von Kindheit an erlernt und den biomechanischen Körper- und Umweltverhältnissen angepasst. Die Haltung unterliegt immer auch einer situativen und emotionalen Komponente (limbisches System) die wir „Körpersprache“ nennen. So bieten unbehandelte Patienten an unterschiedlichen Untersuchungstagen oft wechselnde Befunde.

Koordinationsstörungen der dreidimensionalen Körperzentrik führen über die Faktoren Zeit und Wiederholung zu Fehlbelastungen der Wirbelsäule, der Beine und Füße. Dementsprechend müssen sie bei der Einlagenversorgung berücksichtigt und gegebenenfalls von anderen medizinischen Fachgruppen mitbehandelt werden. Dabei ist zum Beispiel auch die Muskeltonussteuerung der Augenbewegungen und der Kaubewegungen im Zusammenspiel mit der Kopfhaltung und der Gesamtbalance sehr wichtig. Auch Überlastungen (Sport/Arbeit) oder Unterforderung der Muskulatur durch zivilisatorische Einflüsse (Bewegungsarmut) können neuromuskuläre Dysbalance und funktionelle Beschwerden auslösen.

Kopf- und Fußsteuerung

Die Haltung gliedert sich in Kopf- und Fußsteuerung. Die mit der Kopflage-einstellung verbundenen Regelsysteme betreffen:

- das räumliche/binokulare und scharfe Sehen,
- die 3D-Körperbalance- und Gleichgewichtsregulation einschließlich des Hörens,
- das so genannte „Nackengefeld“, Kopfgelenke C₀ – C₃ und kurze Nackenmuskeln,
- Kiefergelenke und Kaumuskulatur.

Die Region der Kopfgelenke korrespondiert mit der Feineinstellung der Blickrichtung und Augenposition. Beim Sehen werden im Nahbereich (Lesen) automatisch der Kopf und die HWS gebeugt. Im Gegensatz dazu richtet sich die ganze Wirbelsäule beim Blick zum Horizont auf.

Umgekehrt wird die Augenbewegung über die Nuclei vestibulares (Gleichgewichtskerne) und das Cerebellum (Kleinhirn) mit der Körperhaltung koordiniert. Bei unscharfem oder gestörtem räumlichen Sehen gelingt die Auge-zu-Hand-Koordination (Ball fangen) oder die korrekte Fuß- und Schrittsteuerung an Treppenstufen nicht optimal. Gangunsicherheit und Kurzsichtigkeit ist oft die Folge.

Eine falsch angepasste Brille kann, das zeigt die orthopädische Praxis, zu Kopfschmerzen und Nackenverspannungen und damit zu antalgischen (schmerzvermeidenden) oder kompensatorischen Fehlhaltungen führen.

Die Gleichgewichtsorgane sind Dreh- und Linearbeschleunigungssensoren. In efferenten, aufsteigenden Bahnen finden sich Verbindungen zu den Kernen der äußeren Augenmuskeln (III., IV. und VI. Hirnnerv) und zum Nucleus interstitialis Cajal, der an der Koordination der Augenbewegung mit den Kopfbewegungen beteiligt ist.

Absteigende efferente Bahnen erreichen über den Tractus vestibulo-cerebellaris sowie den Tractus vestibulospinalis medialis die Muskeln des Halses und der oberen Extremität (nach Garten 2004). Auch einseitige Hörminderung kann, genau wie eine Störung der Balance der oben genannten Verschaltungen, eine Verlagerung der dreidimensionalen Körperzentrik bewirken.

Die höchste Rezeptorendichte zur Propriozeption findet sich in der Region der Kopfgelenke, Kiefergelenke und der Kau- und Nackenmuskulatur

Anschrift des Verfassers:

Dr. Gregor Pfaff
Orthopädische Praxis
Haimhauserstr. 1
80802 München
E-mail: praxispfaff@web.de

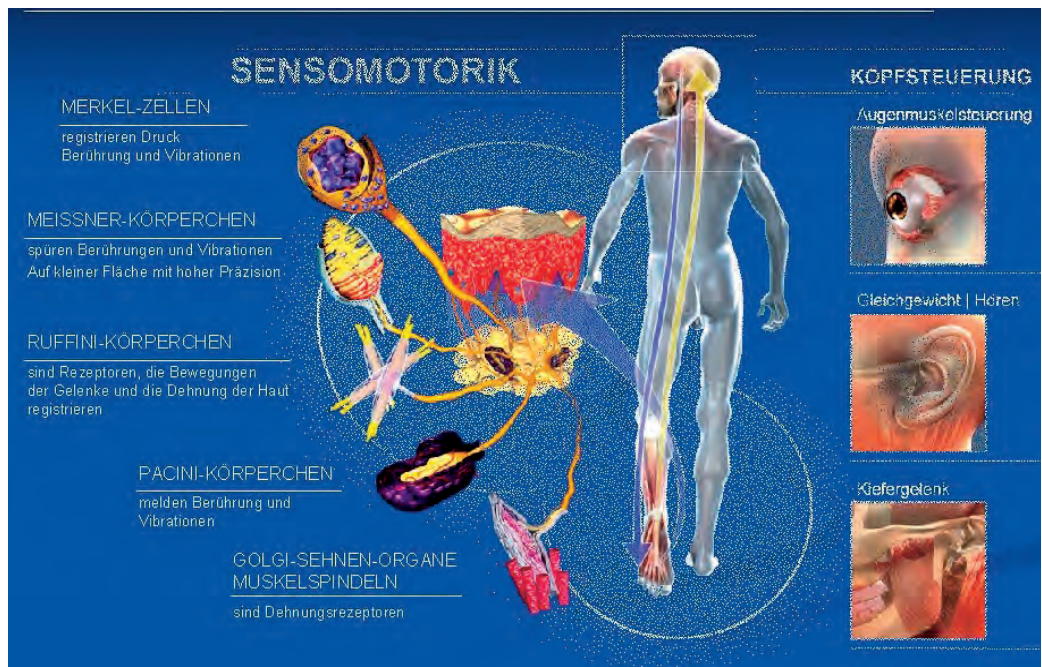
(ca. 40 % der gesamten Propriozeptoren des Körpers)! Von vielen Autoren wird die funktionelle Einheit von Kopf- und Kiefergelenken inzwischen bestätigt. Demnach übt die Haltung der HWS einen Einfluss auf den M. masseter und M. temporalis sowie auf die Bewegung und Ruheposition des Kiefers aus. Der Trigeminusnerv, der den Kauapparat motorisch und sensibel versorgt, scheint demnach eine wichtige Rolle bei der Kontrolle von Kopf- und Schulterbewegungen zu spielen. Die Kopfgelenke, das Nackenfeld und der so genannte Trigeminkomplex beeinflussen sich wechselseitig (Bayerisches Zahnärzteblatt, 9/2000).

Aus den oben genannten Aspekten der neurologischen Verschaltungen zur Kopfsteuerung folgt, dass hier nicht nur lokale Verspannungen, Fehllhaltungen oder Schmerzen entstehen können. Vielmehr wird ihre Bedeutung für die dreidimensionale Körperzentrik mit Auswirkungen auf Vor- oder Rückfußbelastungen, einseitige Gelenkbelastungen oder Störungen der neuromuskulären Balance deutlich.

Der Fuß als Basis der Haltungssteuerung

Die Fußsohle spielt bei der Steuerung von Haltungs- und Bewegungsprogrammen eine entscheidende Rolle. Ihre Afferenzen aktivieren zum Beispiel die cerebello-vestibuläre Koordination. Yasuda et al. (1999) fanden, dass die plantaren Mechanorezeptoren die Gleichgewichtswahrnehmungen des Innenohrs ergänzen.

Die Fußmuskeln sind der Anfang der aufsteigenden Muskelkette der unteren Extremitäten. Im Stand und Gang muss das Zusammenspiel von Agonisten und Antagonisten zu einer neuromus-



1 Sensoren und Rezeptoren der Fußsohle im Zusammenspiel mit der Kopfsteuerung.

kulären Balance abgestimmt werden. Dabei müssen nicht nur einzelne Muskeln einer Extremität, sondern die kontralaterale Mitbewegung und die Ausgleichsbewegung des Rumpfes und Kopfes neuromuskulär gesteuert werden.

Als allgemein bekanntes Beispiel sei hier die funktionelle oder auch strukturelle Dysbalance zwischen den Füßen eines Patienten genannt. Über das unterschiedliche Abrollverhalten kommt es zu seitenungleichen Bewegungsmustern im Gangbild. Dies führt zu aufsteigenden neuromuskulären Dysbalancen. Am Sprunggelenk kann dies zu Achillodynien, am Kniegelenk zu chondropathieartigen Schmerzen führen. An der Hüfte kann es zu Traktusbeschwerden, der so genannten Bursitis trochanterica oder zu funktionellen Beinlängendifferenzen mit Ileosacralgelenksblockaden kommen. Dadurch werden an der Rumpf-Nackenkopfbewegung Kompensations- und Adaptionsmuster ausgelöst. Diese können über die Faktoren Zeit und Wiederholung die Grundlagen von späteren strukturellen Störungen sein.

Das Zusammenspiel von Afferenz und Efferenz

Die Wahrnehmung des eigenen Standorts im Zusammenspiel von Untergrund, Schuh, Einlage, Fuß und Körperbalance nennt man Propriozeption. Diese Informationen werden reflexartig über geeignete Strukturen von der Fußsohle aus an Rückenmark und Stammhirn weitergeleitet (Afferenz). Spezifische Strukturen an den Muskeln (Muskelspindeln), den Sehnen (Golgi-Sehnen-Organen), der Haut (Mechanorezeptoren) und den Gelenken (Gelenkrezeptoren), sowie freie Nervenendigungen bilden die afferenten Reizinformationen des Fußes zur Bewegungskoordination (Abb. 1). Die sensorische Rückmeldung aus den Muskelspindeln verläuft entweder über schnell leitende Fasern (Ia-Fasern) direkt über das Rückenmark mit einem monosynaptischen Dehnungsreflex zur motorischen Nervenzelle oder über langsame Rückleitungsbahnen der Gruppe-II-Fasern zum Zentralnervensystem (ZNS).

Die Hauptaufgabe der Muskelspindeln besteht darin, die jeweilige Län-



2 Die Therapiesohle (v. o.) von oben, von unten und im Profil (Fotos: Medreflex).

gen-, Lage- und Spannungsänderung der Muskulatur dem ZNS rückzumelden. Die Charakteristik der Golgi-Sehnen-Organen dagegen ist genau gegensätzlich zum Mechanismus der Muskelspindeln verschaltet. Funktionell kann diese gegenseitige Wechselwirkung als Balanceakt der neuronalen Ansteuerung verstanden werden, im Sinne einer abgestuften Regelung von Hemmung und Erregung. In Abhängigkeit der jeweiligen Belastungssituation können die Golgi-Sehnen-Organen jedoch auch fördernd auf die Arbeitsmuskeln wirken.

In den Gelenkscapseln, in den Ligamenten, aber auch in der Haut sind weitere Rezeptoren vorhanden, die über sensorische Rückmeldungen die Lage der Gelenke ermitteln oder Druck- und Zugkräfte signalisieren. In der Haut des Fußes zum Beispiel gibt es drei Mechanorezeptoren, die sensorische Signale an das zentrale Nervensystem leiten: Unter der Epidermis befinden sich die Rezeptoren der Merkel'schen Zellkomplexe, die sich langsam dem Druck und der Deformation der Haut anpassen. Meissner'sche Korpüskel reagieren selektiv auf Vibrationen. Sie liegen direkt unter der Hautoberfläche und antworten schnell auf Signale zwischen fünf und vierzig Hertz. Paccini Korpüskel in der subkutanen Schicht reagieren auf hochfrequente Signale zwischen 60 und 300 Hertz.

Bewegungssteuerung durch Zusammenspiel der Systeme

Mit Ausnahme der Muskelspindeln besteht die Aufgabe der Mechanorezeptoren und der freien Nervenendungen in der sensorischen Rückmeldung zu einem spinalen Zwischennetzwerk. Dieses Netzwerk besteht aus zahlreichen Interneuronen, die über einfache oder mehrfache Verschaltungsebenen mit den motorischen Nervenzellen der Muskulatur verbunden sind. Unter Abstimmung von erregenden und hemmenden Rückmeldungen werden Impulse an motorische Nervenzellen weitergeleitet (neuro-muskulo-skelettaler Reflex).

Die Propriozeption wird durch so genannte Exterorezeptionen (Sinneswahrnehmungen) ergänzt. Dazu gehören das räumliche Sehen, der Hör- und Gleichgewichtssinn, die Kopfkontrolle des cervicocephalen Überganges (Kopf-Hals-Übergang), die craniomandibuläre Funktion (Kiefergelenksfunktion) sowie die Viszerorezeption über mechanische, chemisch-sensitive oder fasziale Rezeptoren und schließlich die Thermorezeption.

Die sensomotorische Steuerung (Efferenz) wird also aus dem Abgleich propriozeptiver und exterozeptiver Impulse stets von zentralen Kontrollmechanismen situativ angepasst (sensomotorische Integration; „Just in Time“-Regulation), so dass man von einem, aus vielen einzelnen Systemen bestehenden, Gesamtkommunikationssystem sprechen kann. Durch die Impulse der Efferenz erfolgt die koordinierte und zielgerichtete muskuloskelettale Bewegung.

Form follows function

Sensomotorische Fehlsteuerungen lösen im muskuloskelettalen System Schmerzen und Fehlbelastungen aus. Dadurch können langfristig strukturelle Störungen entstehen („form follows function“ – „Die Form folgt der Funktion“). 80 Prozent der Patienten einer konservativen orthopädischen Praxis haben funktionelle Störungen des Bewegungsapparates. Patienten beklagen zum Beispiel Wirbelsäulenschmerzen oder Gonalgie (Knieschmerzen) wie etwa Chondropathia patellae. Werden diese Beschwerden nur symptomatisch behandelt, entsteht nach langen Jahren der Fehlfunktion struktureller Verschleiß an den Facettengelenken oder eine Retropatellararthrose.

Auch die propriozeptiven Effekte von Schuheinlagen oder anderen Hilfsmitteln wie Zahnsparren und Brillen auf das gesamte Haltungs- und Bewegungsmuster müssen nach den oben genannten Zusammenhängen neu überdacht werden.

Folgerung: Für eine erfolgreiche und nachhaltige Schmerzbehandlung müssen symptombezogene Untersuchungen durch die Abklärung der Sensomotorik im orthopädischen und in anderen Fachbereichen ergänzt werden.

Haltungs- und Bewegungsdiagnostische Untersuchung

Der Patient wird in seiner posturalen Einheit erfasst, Achsabweichungen und Rotationsfehlstellungen werden von Kopf bis Fuß untersucht. Dabei werden Techniken der Osteopathie, manuellen Medizin und Neuroorthopädie genutzt. Die Kiefergelenke und die Kau- und Nackenmuskulatur werden palpirt und auf Symmetrie in Öffnung und Schlussbiss beurteilt.

Zum Ausschluss von Gleichgewichtsstörungen werden differenzierte Stand- und Gangarten geprüft. Besonderer Wert wird auf Einbeistand mit offenen und geschlossenen Augen sowie den Unterbergetretversuch (50 Schritte auf der Stelle mit geschlossenen Augen) gelegt.

Weitere schulmedizinische Basisuntersuchungen betreffen die Augenbewegungen im Sinne von Konvergenzverhalten, Konsensualität, Nystagmus und Akkomodation.

Mehr zum Thema

Das im Beitrag vorgestellte sensomotorische Therapiekonzept ist mittlerweile bundesweit etabliert und durch den Berufsverband der Orthopäden anerkannt. Weitere Informationen zu dem Thema und über Ausbildungskurse für Haltungs- und Bewegungsdiagnostik, funktionelle Orthopädie und propriozeptive Therapie finden Sie auf der Internetseite der Akademie Deutscher Orthopäden (ADO) unter www.akademie-deutscher-orthopaeden.de.

Im Zusammenspiel mit den üblichen symptomatischen Untersuchungen und der Fußmuskelsteuerung (siehe unten) ergeben sich neue Therapieansätze.

Als Konsequenz aus den neuroanatomischen Grundlagen müssen funktionelle orthopädische Beschwerdebilder durch interdisziplinäre Kooperationen zwischen Orthopäden, Allgemein- und Kinderärzten, Zahnärzten und Kieferorthopäden, Augen- und HNO-Ärzten sowie Neurologen abgeklärt und behandelt werden.

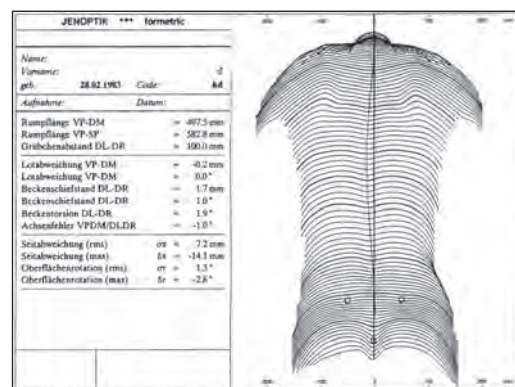
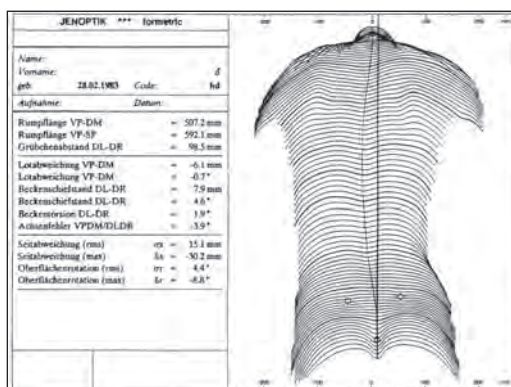
Therapiemethoden

Bei zirka 80 Prozent der Patienten einer konservativen orthopädischen Praxis findet man Störungen der sensorischen und motorischen Regelkreise. Die dadurch ausgelösten funktionellen Beschwerden werden bisher überwiegend durch Krankengymnastik und physiotherapeutische Maßnahmen behandelt. Wenn diese Therapien nicht zu dauerhaften Änderungen im Bewegungsmuster des Patienten führen, kommt es nur zu kurzfristigen, symptomatischen Beschwerdebesserungen.

Bei vielen Patienten liegt dies an ursächlichen Defiziten der Muskelkraft und/oder der neuromuskulären Koordinationsfähigkeit. Viele – gerade jüngere – Patienten sind heute kaum noch in der Lage auf einem Bein zu stehen. Hier muss es zu einer funktionellen, dauerhaft wirkenden Verbesserung im Zusammenspiel der oben genannten sensomotorischen Steuerungssysteme kommen.

Zu diesem Zweck kann, in Ergänzung zur Physiotherapie, eine individuelle sensomotorische Einlagenversorgung direkt am Fuß auf muskuläre und sensorisch-koordinative Defizite einwirken. Erst die Verbesserung von Kraft und Koordination durch das Tragen von sensomotorischen Einlagen und gezieltes Ausgleichen von muskulären Dysbalancen durch Kraftaufbautraining und Physiotherapie wird zusammen dem Anspruch auf einen dauerhaften Therapieerfolg gerecht.

Ärzten und Physiotherapeuten sollte bewusst sein, dass chronische muskuläre Dysbalancen der HWS, des Nackens und des Schultergürtels oft durch Störungen des binokularen Sehens, der kranio-mandibulären Funk-



3 Dokumentation mit der Formetric-Wirbelsäulenvermessung. Links vor, rechts nach der Einlagenversorgung.

tion und/oder des Gleichgewichts verursacht beziehungsweise aufrechterhalten werden. Die Muskulatur des craniocervikalen Nackenfeldes wird damit zum Auslöser einer absteigenden Muskelkettenreaktion von Kopf bis Fuß. Therapeutisch müssen in diesen Fällen die Gleichgewichts- und Hörfähigkeit, das binokulare Sehen und die craniomandibuläre Funktion interdisziplinär behandelt werden.

Um aufsteigende Muskelketten von Kopf bis Fuß zu behandeln, muss man die sensomotorischen Fähigkeiten der Füße aktivieren. Dabei bieten die Mechanorezeptoren der Fußsohle vielfältige Stimulationsmöglichkeiten, um sowohl die sensorische Afferenz als auch die motorische Efferenz zu beeinflussen. Eine besondere Bedeutung haben dabei die gewölbebildenden, den Abrollvorgang steuernden Fußmuskeln. Muskuläre Dysbalancen und Funktionsstörungen müssen hier unbedingt analysiert und kausal therapiert werden. Aus der klinischen Erfahrung ist in den meisten Fällen eine Versorgung mit afferenzverstärkenden, sensomotorischen Sohlen günstig beziehungsweise angebracht.

Dies gilt besonders wenn man damit nicht nur auf die Fußmuskelschwäche, sondern auch auf die Gesamthaltung und Bewegungskoordination einwirken will. Bei massiven Veränderungen der Fußform sind passive, stützende oder bettende Maßnahmen alleine oder in Kombination mit aktivierenden, afferenzverstärkenden Elementen indiziert.

Da sensomotorische Einlegesohlen auch auf den gesamten Koordinationsablauf von Haltung und Bewegung einwirken, müssen in einem orthopädischen Untersuchungsablauf das propriozeptive und muskuloskelettale System einerseits und die Exterorezep-

toren andererseits in Verbindung gebracht werden. Speziell ausgebildete Orthopäden können durch einen sensomotorischen Koordinationstest (neurologische Rückmeldung des Funktionszustandes eines Muskels) den Muskeltonus an der Fußsohle individuell überprüfen. Dabei werden insbesondere die kurzen und langen Fußmuskeln untersucht. Anhand des Koordinationstestes werden schwache Fußmuskeln identifiziert und die damit korrespondierenden Einlegesohlenareale mit Kautschukgranulat („Biotens“) befüllt. Diese individuelle Biotens-Befüllung ist nur bei den patentrechtlich geschützten Einlagen „Attivo Ks Medical“ möglich, die in Deutschland unter dem Namen „Medreflex-Spezialeinlagen“ vertrieben werden (Abb. 2). Ergänzend zur Fußmuskelfunktionsanalyse wird je nach medizinischer Indikation zusätzlich ein Fußabdruck genommen.

Dokumentationsmöglichkeiten

Haltungs- und Bewegungsänderungen durch sensomotorische Spezialeinlagen werden durch stato-dynamische Messverfahren der dreidimensionalen beziehungsweise vierdimensionalen Wirbelsäulenvermessung (System „Formetric“) dokumentiert (Abb. 3). Im Behandlungsverlauf werden durch Kräftigung der Fußmuskulatur und neurologische Bahnung beziehungsweise Adaptation Anpassungen der Einlagen notwendig. Durch das Vermessungssystem kann der Behandler die Haltungsveränderung erkennen und die Wirksamkeit der Anpassung der Einlagenbefüllung überprüfen. ■

Literatur

Literatur beim Verfasser.

Die physiologischen und orthopädischen Grundlagen der afferenzstimulierenden Einlagenversorgung

Gregor Pfaff: *Der Fuß ist ein sensibles Tastorgan, das bei jedem Schritt Informationen an das Gehirn übermittelt, die wiederum eine Reaktion auf unsere Bewegung zur Folge haben. Die afferenzstimulierende Einlagenversorgung macht sich dieses Prinzip zu Nutze, um über gezielt gesetzte Reize an der Fußsohle Einfluss auf die Bewegung und die Körperhaltung zu nehmen. Wie das anatomisch und physiologisch funktioniert erläutert dieser Beitrag.*

Die Einlagenversorgung ist in der orthopädischen Praxis ein zunehmend kontrovers diskutiertes Thema unter Fachleuten. Die traditionelle Einlagenversorgung geht von einer Fußfehlform aus und will die veränderte Fußarchitektur mit festen, stützenden und bettenden Einlagenelementen korrigieren. Zwar werden mehr und mehr weichere Materialien zur Verbesserung der Funktionalität verwendet, das Grundproblem einer passiven Stützung jedoch bleibt: „Die Funktion folgt der Form“!

Die Biomechanik versucht, sich von der statischen Betrachtungsweise zu lösen und die Dynamik der Bewegungsabläufe zu berücksichtigen. Der Grundgedanke aber, dass skelettstützende Maßnahmen exzessive Bewegungen der Fußknochen reduzieren sollten, wurde beibehalten.

Neueste Untersuchungen von Benno Nigg und Mitarbeitern aus Calgary ha-

ben gezeigt, dass Einlagen üblicherweise keinen wesentlichen Einfluss auf die Kinematik des Fußskelettes beim Gehen oder Laufen haben (Pronation). Trotzdem ist aber ein gewisser „Erfolg“ des Einlagentragens aus der Erfahrung feststellbar. Zum Beispiel wird durch das Tragen konventioneller Einlagen das EMG-Signal (Wavelet-Analyse-methode) von bestimmten Muskelgruppen verändert, dies entspricht der Entlastung der Muskulatur. Bewegungsänderungen im Pronationsverhalten werden jedoch nicht beobachtet. Als Konsequenz daraus kann gefolgert werden, dass Einlagen prinzipiell die extern wirkenden Drehmomente verringern können (Reduktion des extern wirkenden Hebels) und deshalb die Muskulatur, die diese äußeren Drehmomente ausgleicht, entlasten (n. B. Segesser, GOTS- Kongress 2003).

Wenn dieser bisher noch spekulative Zusammenhang stimmt, dann wer-

den Fußmuskeln durch traditionelle Einlagenversorgungen prinzipiell entlastet, was längerfristig kontraproduktiv wirkt. Da die Muskeln nicht trainiert werden, bilden sie sich langsam zurück.

Eine prinzipiell andere Denkweise wird durch die Anwendung von propriozeptiven, afferenzverstärkenden oder sensomotorischen Einlagen verfolgt. Sie geht davon aus, dass exzessive Bewegungen von einer mangelhaften muskulären Kontrolle ausgehen (mangelnde Innervation, muskuläre Dysbalance, Koordinationsstörung). Wenn nun die Muskulatur durch das Setzen von bestimmten propriozeptiven Reizen spezifisch stimuliert wird, kann sie auf die auftretenden Belastungen besser reagieren und die Bewegungen in einem physiologischen Ausmaß halten. Dies würde bedeuten, dass durch Verbesserung der Fußmuskelfunktion übermäßige Bewegungen des Fußskelettes vermieden werden können. Dadurch entstehen günstigere äußere Hebelverhältnisse, welche zu kleineren internen Drehmomenten und geringeren Muskelbelastungen führen. Aktive Bewegungskontrolle bewirkt die physiologische Belastung der Muskulatur und die Verbesserung der Bewegungs- und Stellungscoordination des Fußes. Als Anwender der afferenzstimulierenden-sensomotorischen Einlagen postuliere ich: „Die Form folgt der Funktion“!

Der Fuß als Basis des Bewegungsapparates

Ein Fuß ist aus insgesamt 26 Knochen, einer Vielzahl von Gelenken, über 100 Muskeln und Sehnen sowie Fascien zu einer bemerkenswerten Funktionseinheit von Festigkeit und Elastizität zusammengefügt. In Verbindung mit dem Nervensystem und den nach cranial übergreifenden Muskelgruppen bildet der Fuß den Ursprung unserer Aufrichtung, die Basis von Stand und Gang, die Voraussetzung für die menschliche Evolution mit Aufrichtung des Körpers

Die Propriozeption: häufig auch Kinästhesie oder Tiefenwahrnehmung genannt, organisiert den Stellungs-, Kraft- und Bewegungssinn über die mechanische Beanspruchung ihres Rezeptorsystems. Die Information kommt aus dem eigenen Körper (Proprio-).

Die Exterozeption: umfasst die sensorische Qualität unseres Seh-, Hör- und Gleichgewichtsinns. Die Information kommt aus der Umwelt (Extero-).

Die Viszerozeption: über mechanisch oder chemisch sensitive Rezeptoren wird die Empfindung der inneren Organe vermittelt.

Die Thermorezeption: thermisch sensitive Rezeptoren melden Temperatureindrücke zurück.

1 Sinneswahrnehmungen (Abb. aus Gollhofer, Lohrer, Alt, Sonderheft Propriozeption)

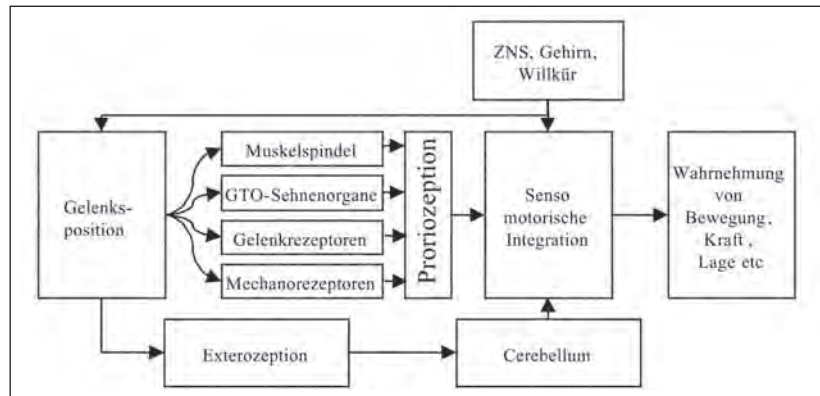
und des freien Gebrauchs der Hände!

Dabei ist der Fuß durch die intensive nervale Versorgung ein sensibles Tastorgan, das über die Temperatur, Festigkeit, Oberflächenbeschaffenheit und Neigung des Untergrundes Informationen an das Gehirn weitergibt (Afferenz).

Durch die sogenannte sensomotorische Integration werden motorische Befehle erarbeitet, die am Fuß die aktive Ausbildung der Fußgewölbe je nach Notwendigkeit der Situation steuern (Efferenz). Dadurch kann der Fuß bei jeder dynamischen Belastung quasi „Schritt für Schritt“ die Beschaffenheit des Untergrundes ausgleichen, abdämpfen und die Gesamtbewegung des Körpers aussteuern und damit stabilisieren.

Propriorezeptive Strukturen der Fußsohle

Die Propriozeption (Selbstwahrnehmung) erfolgt reflexartig über geeignete Strukturen an der Fußsohle mit Weiterleitung an das Rückenmark und Stammhirn (Cerebellum). Spezifische



2 Verschaltungsebenen der Sensomotorischen Integration (Abb. aus Gollhofer, Lohrer, Alt, Sonderheft Propriozeption)

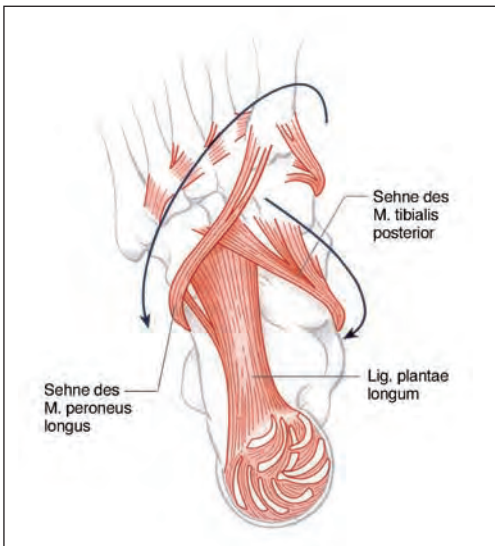
Strukturen an den Muskeln (Muskelspindeln), den Sehnen (Golgi-Sehnenorgane), der Haut (Mechanorezeptoren) und Gelenken (Gelenkrezeptoren), sowie freie Nervenendigungen bilden die afferente Reizinformation des Fußes zur Bewegungskoordination.

Die sensorische Rückmeldung aus den Muskelspindeln verläuft entweder über schnellleitende Fasern (Ia-Fasern) direkt über das Rückenmark mit

einem monosynaptischen Dehnungsreflex zur motorischen Nervenzelle oder über langsamere Rückleitungsbahnen der Gruppe-II Fasern zum ZNS.

Die Hauptaufgaben der Muskelspindeln bestehen darin, die jeweilige Längen-, Lage- und Spannungsänderung der Muskulatur dem ZNS rückzumelden.

Die Charakteristik der Golgi-Sehnenorgane dagegen ist genau gegensätzlich zum Mechanismus der



3 Torsions-/Abrollschlinge: M. peroneus longus und M. tibialis posterior bilden eine steigbügelartige Schlaufe unter der Fußsohle. bei Abrollen kontrahieren diese beiden Muskeln und wirken im Sinne einer Abrollschlinge. Die Gewölbestabilität wird während des belastungsintensiven Abrollens gleich dreifach unterstützt: Torsion, Verklammerung, Anheben.

Muskelspindeln verschaltet. Funktionell kann diese gegenseitige Wechselwirkung als Balanceakt der neuronalen Ansteuerung verstanden werden, im Sinne einer abgestuften Regelung von Hemmung und Erregung. In Abhängigkeit der jeweiligen Belastungssituation können die Golgi-Sehnen-Organen jedoch auch fördernd auf die Arbeitsmuskeln wirken.

In den Gelenkkapseln, in den Ligamenten, aber auch in der Haut sind weitere Rezeptoren vorhanden, die über sensorische Rückmeldungen die Lage der Gelenke ermitteln oder Druck- und Zugkräfte signalisieren. In der

Haut des Fußes zum Beispiel gibt es drei Mechanorezeptoren, die sensorische Signale an das zentrale Nervensystem leiten. Unter der Epidermis befinden sich die Rezeptoren der Merkel'schen Zellkomplexe, die sich langsam dem Druck und der Deformation der Haut anpassen.

Meissner'sche Korpuskel reagieren selektiv auf Vibrationen. Sie liegen direkt unter der Hautoberfläche und antworten schnell auf Signale zwischen fünf und vierzig Hertz.

Paccini-Korpuskel in der subkutanen Schicht reagieren auf hochfrequente Signale zwischen 60 und 300 Hertz.

Sensomotorische Integration

Mit Ausnahme der Muskelspindeln besteht die Aufgabe der Mechanorezeptoren und der freien Nervenendungen in der sensorischen Rückmeldung zu einem spinalen Zwischennetzwerk. Dieses Netzwerk besteht aus zahlreichen Interneuronen, die über einfache oder mehrfache Verschaltungsebenen mit den motorischen Nervenzellen der Muskulatur verbunden sind. Unter Abstimmung von erregenden und hemmenden Rückmeldungen werden Impulse an motorische Nervenzellen weitergeleitet.

Die Propriozeption wird durch sogenannte Exterorezeptionen (Sinneswahrnehmungen) ergänzt. Dazu gehören das räumliche Sehen, der Hör- und Gleichgewichtssinn, die Kopfkontrolle des cervicocephalen Überganges, die craniomandibuläre Funktion sowie die Viszerorezeption über mechanische, chemisch-sensitive oder fasziale Rezeptoren sowie die Thermorezeption (Abb. 1).

Die sensomotorische Steuerung (Effferenz) wird also aus dem Abgleich propriozeptiver und exterozeptiver Impulse stets von zentralen Kontrollmechanismen situativ angepasst (sensomotorische Integration – „Just in Time“ – Regulation), so dass man von einem, aus vielen einzelnen Systemen bestehenden, Gesamtkommunikationssystem sprechen kann (Abb. 2).

Bandapparat und Muskelsysteme

Das Fußgerüst ist durch Muskelzüge aktiv und durch einen außerordentlich kräftigen Bandapparat passiv in sich verspannt. Der Bandapparat des Fußes gliedert sich in drei Schichten. An der Oberfläche spannen sich die Aponeurosis plantaris, in der mittleren Schicht das Ligamentum plantare longum und in der tiefsten Schicht die plantaren Verstärkungsbänder wie zum Beispiel das Ligamentum calcaneo naviculare plantare.

Als aktives Spannungssystem wirken in erster Linie die kurzen Muskeln der Fußsohle. Ihre Anspannung unterstützt die Längsgewölbebildung, ihre Transversalkomponenten sichern außerdem das Quergewölbe des Fußgerüsts.

Die langen Muskeln der Fußsohle sind besonders wichtig für die Verklammerung des Fußgerüsts zur steigbügelartigen Fußgewölbeunterstützung (Muskulus tibialis posterior, Muskulus peroneus longus, Muskulus peroneus tertius und Muskulus tibialis anterior). (Abb3, Abb 4)

Das vordere Quergewölbe bilden:

M. flexor hallucis brevis
M. abduktor hallucis
M. flexor digiti minimi

Das mediale Längsgewölbe bilden:

M. flexor hallucis brevis
M. abductor hallucis

Das laterale Längsgewölbe bilden:

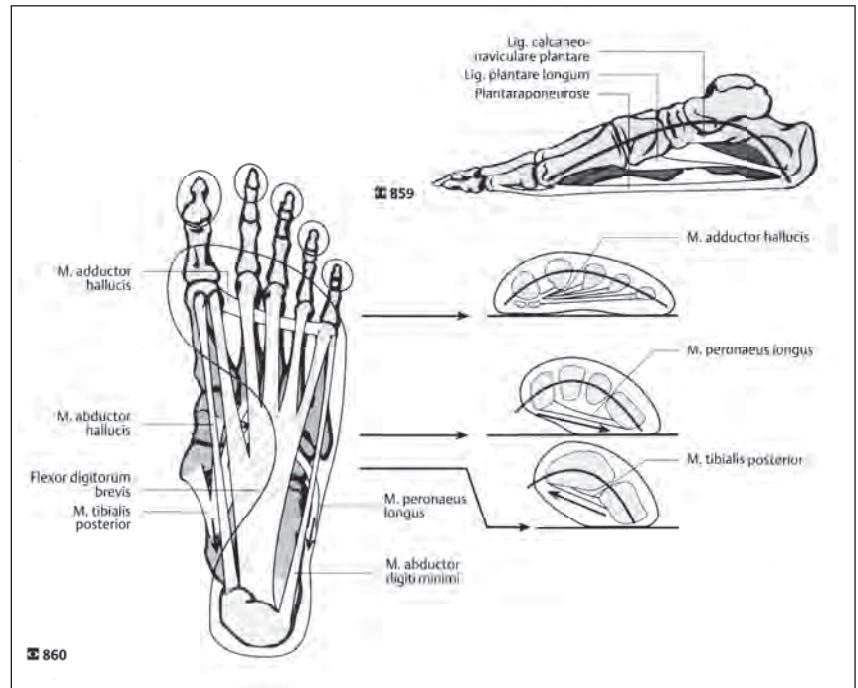
M. flexor digiti minimi
M. abductor digiti minimi

Im Allgemeinen sind am normalen Fuß die Adduktoren den Abduktoren überlegen. Je mehr der Fuß proniert, desto mehr verschiebt sich dieses Verhältnis, beim Pes planus sind die Adduktoren quasi insuffizient.

Sensomotorische Einlagenversorgung

Bei ca. 80 Prozent der Patienten einer konservativen orthopädischen Praxis findet man Störungen der fußgewölbebildenden, den Abrollvorgang steuernden Fußmuskeln. In den meisten dieser Fälle ist eine Versorgung mit afferenzverstärkenden, sensomotorischen Sohlen möglich beziehungsweise angebracht.

Dies gilt besonders, wenn man damit nicht nur auf die Fußmuskelschwäche, sondern auch auf die Ge-



4 Die Muskeln an der plantaren Seite spannen die Wölbung bei Kontraktion wie einen Bogen. Ein muskuläres Ungleichgewicht dieser Muskelgruppen verändert die Längswölbung. Durch die rechtwinklige Abknickung von Unterschenkel und Fuß entsteht ein Winkelhebel, der der Fortbewegung dient. Unterschenkel und Fuß stellen die unterstützende Tragfläche für den Körper dar.

samthaltung und Bewegungskoordination einwirken will. Bei massiven Veränderungen der Fußform sind passive, stützende oder bettende Maßnahmen alleine oder in Kombination mit aktivierenden, afferenzverstärkenden Elementen indiziert.

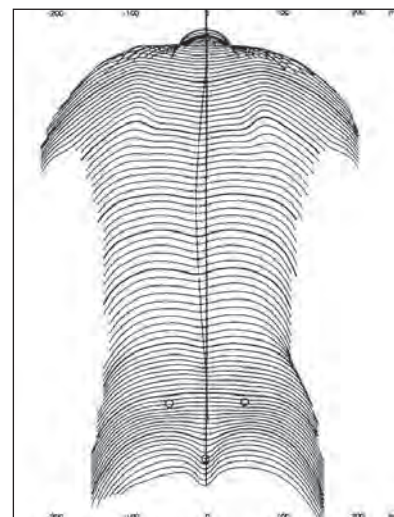
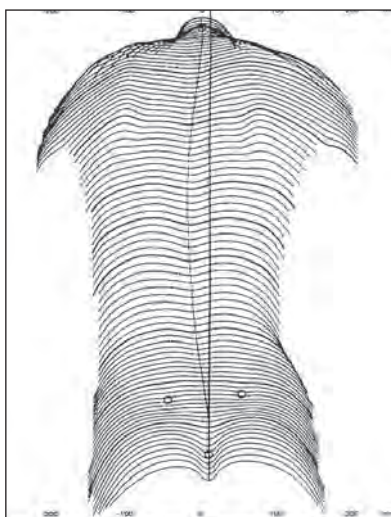
Da sensomotorische Einlegesohlen auch auf den gesamten Koordinationsablauf von Haltung und Bewegung einwirken, müssen in einem orthopädischen Untersuchungsablauf das propriozeptive und mukuloskelettale System einerseits und die Exterorezeptoren andererseits in Verbindung gebracht werden. Speziell ausgebildete Orthopäden können durch einen sensomotorischen Koordinationstest (neurologische Rückmeldung des Funktionszustandes eines Muskels) den Muskeltonus an der Fußsohle individuell überprüfen. Dabei werden insbesondere die oben genannten kurzen und langen Fußmuskeln untersucht. Anhand des Koordinationstestes werden schwache Fußmuskeln identifiziert und die damit korrespondierenden Einlegesohlenareale auf einem entsprechenden Formblatt markiert. Wahlweise wird ergänzend ein Fußabdruck genommen. Diese umfassende orthopädische Untersuchung ist mittlerweile etabliert und durch den Berufsverband anerkannt.

Aufbau der Spezialeinlagen

Afferenzstimulierende Einlagen können auf unterschiedliche Art und Weise hergestellt werden. Verbreitet sind der Aufbau der Funktionselemente in der klassischen Einlagentechnik wie auch die computergestützte Herstellung mit einer Fräse. In unserer Praxis verwenden wir die patentgeschützten Spezialeinlagen nach Frau Prof. Fusco, Italien



5 Einlagen nach Dr. Fusco: Oberseite (l.)/
Unterseite (r.)



6, 7 Dreidimensionale Vermessung der Wirbelsäule, links vor der Einlagenbehandlung, rechts nach der Einlagenbehandlung.

(KS-Medical Attivo/Fa. MEDREFLEX GmbH). Sie haben 7 befüllbare, mit der Anatomie des Fußmuskelsystems korrespondierende einzelne Kammern. Nach den Aufzeichnungen des untersuchenden Orthopäden werden die Einlegesohlen hergestellt und befüllt. Prallelastisch befüllte Kammern stimulieren gezielt die schwachen Fußmuskeln. Die Dosierung wird vom Arzt individuell festgelegt und im Therapieverlauf angepasst.

Neben diesen aktiven Funktionen haben die prallelastischen Polster auch passive Eigenschaften (Stützung, Weichbettung und Freilegung von Knochen). (Abb. 5 und 6).

Dokumentationsverfahren

Haltungs- und Bewegungsänderungen durch sensomotorische Spezialeinlagen werden durch das stato-dynamische Messverfahren der dreidimensionalen Wirbelsäulenvermessung (System Formetric) dokumentiert. Im Behandlungsverlauf werden notwendige Änderungen der Befüllungen durch die dreidimensionale Wirbelsäulenvermessung erkannt und die Wirksamkeit der Befüllungsanpassung überprüft (Abb. 6,7). 1

Anschrift des Verfassers:

Gregor Pfaff
Facharzt für Orthopädie
Haimhauserstr. 1
80802 München

Literatur:

1. Lanz, v.T., Wachsmuth, W. (2004): Bein und Statik, Kopf- übergeordnete Systeme, Springer Verlag
2. Thomsen, W. (1944): Kampf der Fußschwäche, 3. Auflage Lehmanns JF München
3. Göderlein, L., Wenz, W., Schneider U. (2002): Der Knickplattfuß, Springer Verlag
4. Gollhofer A., Lohrer, H., Alt, W. (2000): Propriozeption, grundlegende Überlegung zur sensomotorischen Steuerung, Sonderheft Orthopädischuhtechnik Propriozeption,
5. Larsen, Ch. (2003): Füße in guten Händen, Georg Thieme Verlag
6. Larsen, Ch. (2001): Spirdynamik, Via Nova Verlag
7. Fusco, M. A. (2000): Textbook and Atlas of plantar Postorology, Scideri Editrice
8. Bricot, B. (1996): La Riprogrammazione Posturale, Sauramps Medical
9. Jäger, M. Wirth, C. J. (1992): Praxis der Orthopädie, Georg Thieme Verlag
10. Hochschild, J. (2002): Strukturen und Funktionen begreifen (LWS, Becken und Hüftgelenk, untere Extremität), Georg Thieme Verlag
11. Kendall, F., Kendall, I. (1998): Muskeln (Funktionen und Tests), Gustav Fischer Verlag
12. Nigg, B. (1999): Sporteinlagen - Ein neues Konzept, OST Sonderheft Juni 2000

Abbildungsnachweis:

Abbildung 3 mit freundlicher Genehmigung des Thieme-Verlages entnommen aus:
Christian Larsen: Füße in guten Händen. Spirdynamik – programmierte Therapie für konkrete Resultate, Thieme 2003.

Abbildung 4 mit freundlicher Genehmigung des Hippokrates-Verlages entnommen aus:
Reichel, Ploke: Physiotherapie am Bewegungssystem, Hippokrates 2003.

Abb. 1 und 2 aus Gollhofer, Lohrer, Alt: Propriozeption - Grundlegende Überlegungen zur sensomotorischen Steuerung. Orthopädischuhtechnik, Sonderheft Propriozeption, 2000

Trainierbarkeit propriozeptiver Fähigkeiten – Verletzungsprävention bei chronischer Sprunggelenksinstabilität

Dieter Rosenbaum*, Eric Eils*: *Bei einem Teil der Patienten entwickelt sich nach akuten Sprunggelenksverletzungen eine chronische Sprunggelenksinstabilität mit Unsicherheitsgefühl, Belastungsschmerz und wiederholten Supinationstraumata. Mit einem gezielten propriozeptiven Training können die Instabilität des Sprunggelenks und die Gefahr einer erneuten Verletzung deutlich verringert werden.*

1.1. Entstehung der chronischen Sprunggelenksinstabilität

Verletzungen des lateralen Bandapparates des Sprunggelenkskomplexes zählen zu den häufigsten Verletzungen im Sport und im Alltag und betreffen meistens körperlich aktive junge Menschen (1, 12, 20). Es wird geschätzt, dass etwa ein Inversionstrauma pro 10 000 aktiven Menschen pro Tag auftritt (4). Bei den sportlichen Aktivitäten sind insbesondere die Sportarten mit vornehmlich Sprung- und Seitwärtsbewegungen wie zum Beispiel Ballsportarten mit einer hohen Inzidenz von Außenbandverletzungen verbunden (7, 45, 48).

Eine chronische Sprunggelenksinstabilität entwickelt sich nach akuten Sprunggelenksverletzungen bei einem Teil der Patienten unabhängig davon, ob die primäre Behandlung konservativ oder operativ erfolgte (6, 26). In der Literatur finden sich verschiedene Angaben über den Prozentsatz der primär behandelten Patienten (zwischen 10 % und 30 %), die nach dem Ersttrauma über Residualprobleme wie Unsicherheitsgefühl, Belastungsschmerz und vor allem wiederholte Supinations-traumata klagen (43). Damit wird bei diesen Patienten nicht nur die Sportfähigkeit eingeschränkt, sondern es kommt schon bei alltäglichen Bewegungen zu Problemen, die die Lebensqualität in erheblichem Maße vermindern können.

Bei den Ursachen für die Instabilitätsproblematik sollte zwischen funktioneller und mechanischer Instabilität differenziert werden. Die mechanische Instabilität bezeichnet eine eindeutig mechanische Insuffizienz des lateralen Bandapparates, die durch eine im Seitenvergleich erfolgende klinische oder röntgenologische Bestimmung des Talusvorschubs und der Taluskippung belegt wird. Die funktionelle Instabilität beschreibt die nicht eindeutig zu diagnostizierende Störung der neuromuskulären Funktion des Sprunggelenkskomplexes, die mit einer Beeinträchtigung der Propriozeption und/oder einer muskulären Schwächung verbunden sein kann.

Die neuromuskuläre Komponente der chronischen Sprunggelenksinstabilität wurde erstmals von Freeman et al. erkannt, die den Begriff der funktionellen Instabilität als „feeling of giving way“ definierten:

„... a term used to designate the disability to which the patients refer when they say that their foot tends to ‘give way’ ...“ (11).

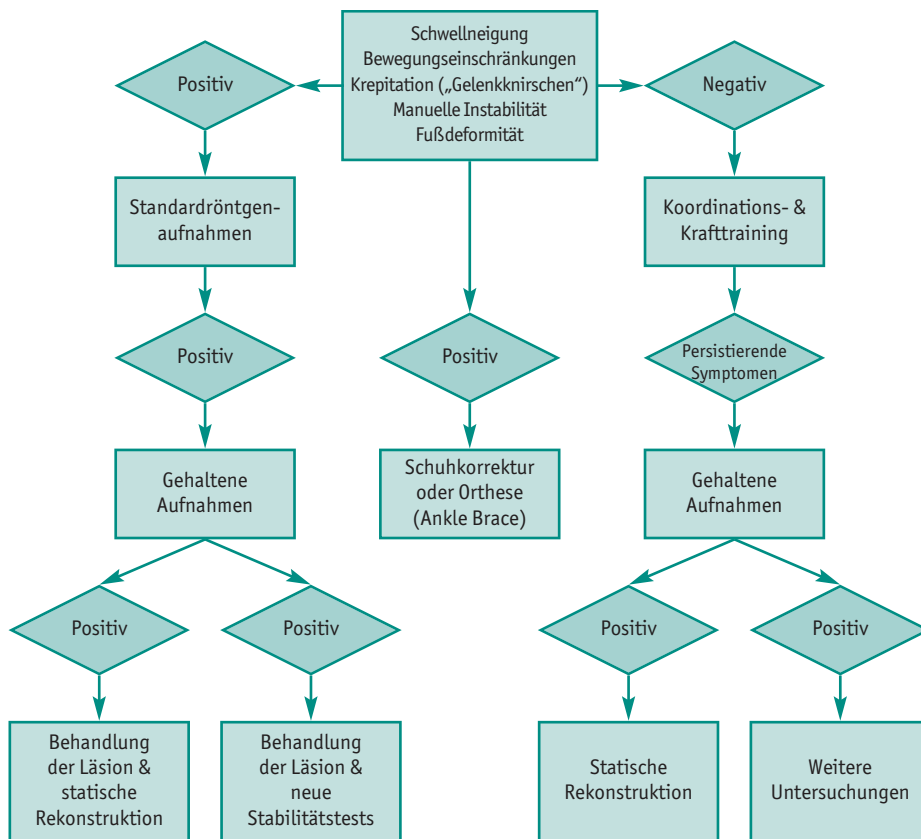
Die Autoren sahen in dem partiellen Verlust von Mechanorezeptoren als Folge von wiederholten Supinations-traumata die Ursache für die eingeschränkte Balancefähigkeit im Einbeinstand, die sie in ihrer Untersuchung beschrieben.

Die Bedeutung des komplexen propriozeptiven Systems mit Rezeptoren in den Muskeln, Sehnen und Gelenken ist zwar anerkannt, aber die Funktion und Bedeutung der einzelnen Systeme ist noch nicht eindeutig geklärt (Schutte & Happel, 1990). Der Nachweis von Mechanorezeptoren in menschlichen Sprunggelenkbändern wurde von Michelson (1995) erbracht, allerdings wird ihre Bedeutung für die neuromuskuläre Stabilisierung noch diskutiert.

1.2. Behandlungsmöglichkeiten der chronischen Sprunggelenksinstabilität

Bei den Behandlungsoptionen der akuten Sprunggelenksverletzung herrscht weitgehend Einigkeit über ein konservatives Procedere vor, da in prospektiv randomisierten Studien keine Vorteile für eine operative Therapie gegenüber einer konservativen Behandlung nachgewiesen werden konnten (8, 10, 17, 18, 25, 29, 34, 51). Somit wird aufgrund der geringeren Unannehmlichkeiten für den Patienten, der schnelleren Wiederherstellung und der reduzierten Kosten die konservative Therapie bevorzugt.

Im Gegensatz dazu hängt die Behandlung der chronischen Instabilität vom Ergebnis verschiedener Untersuchungen ab, wie es Larsen schematisch aufzeigte (Abb. 1) (35). Wenn die klinischen Untersuchungen keine eindeutige Indikation zur operativen Behandlung einer nachgewiesenen mechanischen Instabilität ergeben, bieten sich verschiedene konservative Maßnahmen an. Dabei können Orthesen als passive Schutzmechanismen angesehen werden, die als äußere Gelenkstabilisierung wirken. Deren Wirksamkeit wurde in einzelnen Studien nachgewiesen und konnte in einer übergreifenden Analyse eines Cochrane Reviews, in den die Ergebnisse von 5 Studien mit insgesamt 3954 Probanden eingingen, auch unter Berücksichtigung der Kriterien der evidence based medicine bestätigt werden: „This review provides good evidence for the beneficial effect of ankle supports in the form of semi-rigid orthoses or air-cast braces to prevent ankle sprain during high-risk sporting activities (e.g. soccer, basketball). Participants with a history of previous sprain can be advised that wearing such supports may reduce the risk of incurring a future sprain.“ (44)



1 Diagnose- und Behandlungsschema bei chronischer Sprunggelenksinstabilität (modifiziert nach Larsen, 1993).

Allerdings ist auch die Rolle der sprunggelenkübergreifenden Muskulatur als primär wirksamer Stabilisator anerkannt. Castaing bezeichnete die Peronealmuskeln als die aktiven Bänder des Sprunggelenkkomplexes, die 75 % der gesamten pronatorischen Arbeit leisten (5). Daher wird zur aktiven Rehabilitation nach Bandverletzungen beziehungsweise Prävention von erneuten Umknickereignissen bei chronisch-funktioneller Bandinstabilität ein Propriozeptions- und Kräftigungstraining empfohlen, das mögliche neuromuskuläre Defizite der Unterschenkelmuskulatur beseitigen soll (9, 13, 14, 32, 37, 38, 50).

Der Erfolg dieses physiotherapeutischen Trainings wird in der täglichen Praxis nur durch das subjektive Feedback des Patienten überprüft, der bei erfolgreicher Behandlung möglicherweise über eine Abnahme des Instabilitätsgefühls und eine geringere Häufigkeit von Supinationstraumata berichten kann. In wissenschaftlichen Studien wurden verschiedene Testverfahren zur Überprüfung der Behand-

lungsmaßnahmen eingesetzt, die den Gelenkpositionssinn mit Winkelreproduktionstests (3, 15, 23), die Balancefähigkeit mit Schwankungsmessungen im Einbeinstand (3, 13, 19, 49) oder die neuromuskuläre Reaktionsfähigkeit mit Inversionsmessungen auf einer Kippplattform erfassten (22, 47). Einige Untersucher beschrieben nach dem Trainingsprogramm Verbesserungen der propriozeptiven Fähigkeiten in einzelnen Tests während andere keine Unterschiede feststellen konnten. In der Regel kam nur ein Testverfahren zur Anwendung. Somit fällt eine eindeutige Aussage über die Wertigkeit dieser Trainingsprogramme und somit die Anpassungsfähigkeit der propriozeptiven Fähigkeiten schwer. Der Cochrane Review stellt dazu fest: „Proprioceptive training for those with previous ankle sprains as tested by Tropp 1985 in the ankle disk trainig group also seems promising. However this should be considered as preliminary evidence and further evidence is required prior to widespread application.“ (44)

Dieser Artikel soll den aktuellen Wissensstand betrachten und eine Quintessenz aus den vorliegenden Erkenntnissen ziehen. Ferner werden die Ergebnisse einer eigenen Untersuchung kurz dargestellt, die nach einem sechs-wöchigen Trainingsprogramm bei chronisch instabilen Patienten erhoben wurden.

2. Neuromuskuläre & propriozeptive Aspekte der Sprunggelenksinstabilität

Die propriozeptiven Fähigkeiten sind Bestandteil des somatosensorischen Systems, zu dem weiterhin die taktilen Wahrnehmungen, die Temperaturwahrnehmungen und die Schmerz Wahrnehmungen gehören. Unter Propriozeption wird der statische und dynamische Positionssinn des gesamten Körpers und der Gliedmaßen verstanden. Die Sinneswahrnehmungen werden durch mechanische Veränderungen in den Muskeln und Gelenken ausgelöst und liefern Informationen über die relative Lage der Gliedmaßen zueinander und die Lage des Körpers im Raum (28). Man unterscheidet zwischen:

- Balancesinn,
- Gelenkpositionssinn,
- Kinästhesie.

Ein wichtiger Bestandteil der Propriozeption ist der Balance- oder Gleichgewichtssinn, der vornehmlich durch den Vestibulärapparat vermittelt wird, aber auf Informationsfeedback von peripheren Sensoren angewiesen ist. Der Gelenkpositionssinn beinhaltet die statische Information über die Lage der Gliedmaßen und des Körpers. Die kinästhetische Wahrnehmung liefert Rückmeldung über die Bewegung des Körpers und der Körperteile.

Um die verschiedenen propriozeptiven Fähigkeiten zu überprüfen, werden verschiedene Testverfahren angewandt, die in der Literatur beschrieben sind.

- Erkennen passiver Bewegungseinleitung → Kinästhesie.
- Passiver Gelenkpositionstest → Stimulation der Ruffini- oder Golgi-Mechanorezeptoren.
- Aktiver Winkelreproduktionstest → Stimulation der Muskel- und Gelenkrezeptoren.
- Perturbationstest, Inversionssimulation auf einer Kippplattform → Überprüfung der Reflexaktivitäten und der peronealen Reaktionszeiten (Abb. 2).

– Balance-/Schwankungstest → Überprüfung der kombinierten peripheren, vestibulären und visuellen Beteiligung bei der neuromuskulären Kontrolle (Abb. 3).

2.1. Winkelreproduktionstest

Zur Überprüfung des Gelenkpositionssinns wird häufig ein Winkelreproduktionstest eingesetzt, z. B. um zwischen gesunden und instabilen Probanden (23) beziehungsweise zwischen verletzten und nicht verletzten Beinen zu unterscheiden (15) oder die Auswirkungen eines sechswöchigen Trainingsprogramms zu überprüfen (3). Es gibt allerdings keine allgemein akzeptierten Vorgaben für die Durchführung dieser Tests. In der Regel wird eine Winkelstellung passiv vorgegeben. Sie muss von dem Probanden entweder aktiv wieder eingenommen werden, bei passivem Führen des Gelenkes wiedererkannt werden oder an Hand eines Goniometers eingestellt werden.

Diese Vorgehensweisen stellen unterschiedliche Anforderungen an die sensorischen und intellektuellen Fähigkeiten der Probanden und sind daher nicht direkt vergleichbar. Bei Durchführung der Versuche sollte auf jeden Fall darauf geachtet werden, dass der Proband nicht über indirekte Informationen wie zum Beispiel Hautberührungen oder Druckänderungen an der bewegten Extremität auf das Erreichen der Zielposition schließen kann.

2.2. Balance-/Schwankungstest

Die Messung von Körperschwankungen auf einer Kraftmessplatte werden vielfach eingesetzt, um sensorische Störungen bei einer Vielzahl von neuromuskulären Störungen zu untersuchen. Die Messungen werden im Beidbein- oder Einbeinstand mit offenen oder geschlossenen Augen durchgeführt. Die Kraftmessplatte zeichnet die Position des Kraftangriffspunktes über die Zeit, das heißt die Projektion des Körperschwerpunktes auf der Standfläche auf. Diese unterliegt ständig leichten Schwankungen in mediolateraler und anteroposteriorer Richtung, da insbesondere im Einbeinstand die Unterstützungsfläche klein ist und das labile Gleichgewicht durch neuromuskuläre Kontrolle korrigiert werden muss.

Mit Hilfe dieser Messmethode konnten positive Effekte nach verschiedenen gelenkstabilisierenden Trainingsprogrammen dargestellt werden (19, 49),

die sich sogar auf das nicht trainierte Bein übertrugen (13). Allerdings gibt es auch eine Untersuchung, die bei funktionell instabilen Patienten nach einem Trainingsprogramm über sechs Wochen keine Verbesserung der Standsicherheit fanden (3). Neuerdings werden auch Messsysteme mit instabilen Plattformen eingesetzt, auf denen der Proband Ausgleichsbewegungen zur Stabilisierung durchführen muss, die auf einem Display angezeigt werden und somit ein visuelles Feedback über den Schwankungsweg geben.

2.3. Muskuläre Reaktionszeitmessungen

Die Messung der peronealen Reaktionszeiten auf eine experimentell erzeugte Inversionsbewegung mit Hilfe einer Kippplattform ist eine vielfach beschriebene Messmethode (2, 16, 22, 24, 27, 30, 31, 32, 33, 36, 38, 39, 40, 42, 46, 47). Bei diesen Messungen sollte auf mögliche Einflussfaktoren wie die Körperstellung und die Plantarflexionsstellung geachtet werden (2, 33, 41).

Die Auslösung der Inversionsbewegung erfolgt für den Probanden unvorhersehbar über einen mechanischen oder elektronischen Schalter. Die Peronealmuskulatur reagiert auf die durch die Supinationsbewegung des Fußes hervorgerufene passive Dehnung mit einer Reflexantwort, um die betroffenen Muskeln vor einer möglichen Überdehnung zu schützen. Die Latenzzeiten werden zwischen dem Auslösen der Kippbewegung und der ersten muskulären Antwort bestimmt. Sie liegen für die Peronei in der Regel zwischen 60 und 80 ms und sind damit länger als bei einem monosynaptischen Reflex.

Einige Studien beschrieben signifikant längere Reaktionszeiten des Peroneus longus bei chronisch instabilen Patienten (22, 27, 30, 38, 39, 42). Allerdings gibt es auch Berichte, die keine Unterschiede zwischen stabilen und instabilen Probanden nachweisen konnten (21, 24). Über eine Adaptationsfähigkeit der Reaktionszeiten nach einem acht- beziehungsweise sechswöchigen Training wurde bei gesunden Probanden (47) und chronisch instabilen Patienten berichtet (22).

3. Methodik der eigenen Untersuchung

In unserer eigenen Studie nahmen 30 Probanden (18 Frauen, 12 Männer, 27 ±

7 Jahre, 72 ± 13 kg, 178 ± 10 cm) mit chronischer Sprunggelenkinstabilität teil. Als Einschlusskriterium galt ein selbst berichtetes Instabilitätsgefühl mit wiederholten Inversionsereignissen, die mit einer durchschnittlichen Häufigkeit von 28 ± 22 mal pro Jahr auftraten. Die Gruppe war sportlich aktiv (durchschnittlich 5 ± 2.8 Stunden pro Woche).

Zum Zeitpunkt der Studie waren alle Probanden schmerzfrei. Es wurden zwei Gruppen gebildet: eine Trainingsgruppe (TG) mit 20 Teilnehmern, die über einen Zeitraum von 6 Wochen an dem Trainingsprogramm teilnahm, und eine Kontrollgruppe (KG) mit 10 Teilnehmern, die nach dieser Zeit ebenfalls wieder untersucht wurde. Die meisten Probanden waren beidseits instabil, so dass insgesamt 48 betroffene Beine (TG, n = 31; KG, n = 17) untersucht wurden.

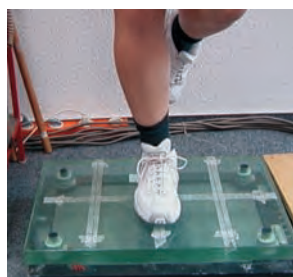
Um die Auswirkungen des Trainingsprogramms zu untersuchen, wurde der Gelenkpositionssinn mit einem passiven Winkelreproduktionstest erfasst. Ferner wurde die Balancefähigkeit im Einbeinstand auf einer Kraftmessplatte über einen Zeitraum von 15 sec. ermittelt und die Reaktion der Peronealmuskulatur auf einen Inversionsreiz auf einer Kippplattform ermittelt. Die Messungen wurden vor dem Trainingsprogramm durchgeführt und direkt im Anschluss daran wiederholt. Ein Jahr nach dem Training wurde mit einem Fragebogen das aktuelle Befinden der Probanden in Bezug auf die Umknickhäufigkeit abgefragt.

Der Winkelreproduktionstest wurde im Sitzen mit geschlossenen Augen durchgeführt. Das Bein wurde in einer Halterung fixiert, die Winkelstellung wurde mit einem Elektrogoniometer gemessen und in einem Display angezeigt (Penny & Giles, Biometrics Ltd, Gwent, UK). Aus der Neutralstellung heraus wurden Winkelpositionen von 10° und 20° Dorsalflexion sowie 15° und 30° Plantarflexion in beliebiger Reihenfolge eingenommen. Der Fuß wurde passiv in eine Winkelstellung, zurück in die Neutralstellung und wieder in Richtung der vorgegebenen Position geführt. Der Proband musste angeben, wann der Fuß wieder die Zielstellung erreichte.

Die peronealen Reaktionszeiten wurde auf einer mechanisch auszulösenden Kippplattform mit einem Kippwinkel von 30° durchgeführt (Abb. 2). Der Proband wurde angewiesen, das Körperge-



2 Messung der peronealen Reaktionszeiten und der Eversionsbewegung des Rückfußes (beim Tragen einer gelenkstabilisierenden Orthese) auf einer mechanisch ausgelösten Kippplattform (Eigenbau); der kontralaterale Fuß wird zum Balancieren nur leicht aufgesetzt. Über eine Fersenkappe im Schuh wird die Rückfußbewegung auf ein Elektrogoniometer übertragen und in bezug auf den Unterschenkel gemessen.



3 Messung der Balancefähigkeit beim Einbeinstand auf einer Kraftmessplattform mit vier Messsensoren in den Ecken (Kistler).

wicht auf das kippende Bein zu verlagern und das kontralaterale Bein nur leicht aufzusetzen. Die muskuläre Antwort auf den Supinationsreiz, der für den Probanden unerwartet ausgelöst wurde, wurde mit Oberflächenelektroden erfasst (Blue sensor, Medicotest GmbH), an eine Verstärkereinheit weitergeleitet (Noraxon Myosystem 2000, Scottsdale, Arizona) und mit einer Frequenz von 1000 Hz bei 12 bit Auflösung digitalisiert. Die Auswertung erfolgte mit kommerziell erhältlicher Software (Noraxon Myoresearch, Scottsdale, Arizona). Der Beginn der Muskelaktivität wurde interaktiv aus dem Rohsignal bestimmt. Die Reaktionszeit berechnete sich aus der zeitlichen Differenz zwischen dem Beginn der Kippbewegung und dem ersten Anstieg im EMG-Signal.

Für die Balancemessung stand der Proband mit offenen Augen einbeinig auf der Kraftmessplatte (Kistler) und sollte 15 sec. lang möglichst ruhig stehen bleiben (Abb. 3). Es wurde die Schwankung des Kraftangriffspunktes in mediolateraler und anteroposteriorer Richtung aufgezeichnet und der zurückgelegte „Schwankungsweg“ über die gesamte Messdauer berechnet.

3.1. Das Trainingsprogramm

Das Trainingsprogramm wurde als Stationenparcours aufgebaut, so dass eine Gruppe von bis zu 12 Probanden gleichzeitig teilnehmen konnte. Mit Hilfe von

Weichboden- und Gymnastikmatten, Therabändern, verschiedenen instabilen Plattformen (Posturomed, Biodex, Harned), Therapiekreislern, Pedalos, einem luftgefüllten Gummikissen (Dyn-Air), hölzernen „Wackelbrettchen“ und einem Minitrampolin wurden 12 Stationen aufgebaut. Jede Trainingseinheit betrug 45 Minuten, die einzelnen Übungen wurden 45 sec. lang durchgeführt, in den 30-sekündigen Pausen wurde zur nächsten Station gewechselt. Der Parcours wurde zweimal durchlaufen, um beide Beine zu trainieren. Im Laufe der sechs Wochen wurde der Schwierigkeitsgrad der einzelnen Übungen durch Reduktion der Unterstützung beziehungsweise durch Üben mit geschlossenen Augen erhöht, um einen zunehmenden Trainingsreiz zu schaffen (Eine detailliertere Beschreibung ist in Vorbereitung).

4. Ergebnisse

Beim Winkelreproduktionstest erreichte die Trainingsgruppe geringere Abweichungen vom Zielwinkel. Die deutlichsten Verbesserungen wurden bei 15° und 30° Plantarflexion erreicht. Die Änderungen waren mit Ausnahme der 10° Dorsalflexion für alle Winkelstellungen signifikant. Die Kontrollgruppe zeigte keine signifikanten Veränderungen.

Die Schwankungsmessungen im Einbeinstand wiesen bei allen Parametern eine Verbesserung der Standsicherheit bei der Trainings- wie auch der Kontrollgruppe auf. Die Schwankungsweite war in mediolateraler Richtung größer als in anteroposteriorer Richtung. Der gesamte Schwankungsweg war in beiden Gruppen signifikant reduziert ($p < 0,01$).

Die peronealen Reaktionszeiten lagen zwischen 62 und 74 ms und zeigten sich um 3 ms sowohl für den Peroneus longus als auch für den Peroneus brevis bei der Kontroll- und der Trainingsgrup-

pe verlängert ($p < 0,0001$). Sie wiesen keine signifikanten Differenzen zwischen den beiden Gruppen auf. Die Stärke der muskulären Antwort, das über 100 ms aufsummierte (integrierte) EMG, war nicht signifikant verändert.

90 % der Probanden der Trainingsgruppe gaben nach einem Jahr per Fragebogen Auskunft über ihre aktuelle Situation in Bezug auf die Instabilitätsproblematik und berichteten von einer signifikanten Reduktion der Umknickhäufigkeit um fast 60 % (vorher 27,6, nachher 11,2 mal pro Jahr, $p < 0,001$). Kein Patient berichtete von einer Verschlechterung des Stabilitätsgefühls, die meisten Probanden fühlten sich sicherer. Zehn Prozent der Trainings Teilnehmer gaben an, die Übungen in ähnlicher Weise regelmäßig zu Hause fortzuführen.

5. Diskussion

Die dargestellten Ergebnisse unserer Untersuchung weisen einige signifikante Verbesserungen der Patienten nach dem Training auf. Allerdings zeigen die Veränderungen, dass ein möglicher Trainingseffekt allein durch die Wiederholung der Messungen denkbar ist, da zum Teil auch bei der Kontrollgruppe, die nicht trainierte, ähnliche Tendenzen zwischen Eingangs- und Kontrollmessung gefunden wurden. Überraschend ist auf jeden Fall die Verlängerung der muskulären Antwort auf den Supinationsreiz. Hierin kann man zum einen den möglichen Gewöhnungseffekt sehen, der als Folge der als nicht gefährlich empfundenen Umknickbewegung auftreten kann. Außerdem kann es sein, dass nur Probanden mit primär deutlich verlängerten Reaktionszeiten für ein Training insofern sensibel sind, dass sich ihre Reflexantworten verkürzen. Im Rahmen unserer Studie wurden die Probanden nicht danach ausgesucht, ob sie unphysiologisch späte Reflexantworten aufweisen.

Aufgrund der positiven Rückmeldungen direkt nach dem Training, insbesondere aber wegen der guten Ergebnisse in der Befragung ein Jahr nach Ende des Trainings, kann ein Propriozeptionstraining aber durchaus empfohlen werden, auch wenn nicht alle biomechanisch erhobenen Parameter einen eindeutigen Effekt nachweisen konnten. Insgesamt ist aber eine subjektiv berichtete wie auch eine teilweise objektivierbare Verbesserung zu erzielen.]

● ● Anschrift für die Verfasser:

Priv. Doz. Dr. Dieter Rosenbaum
Funktionsbereich Bewegungsanalytik
Klinik und Poliklinik für Allgemeine
Orthopädie, Westfälische Wilhelms-
Universität Münster
Domagkstr. 3
48129 Münster

Literatur:

- Balduini, F. C., and Tetzlaff, J.: Historical perspectives on injuries of the ligaments of the ankle. *Clin Sports Med*, 1(1): 3 – 12, 1982.
- Benesch, S., Putz, W., Rosenbaum, D., and Becker, H.: Reliability of peroneal reaction time measurements. *Clin Biomech*, 15(1): 21 – 28, 2000.
- Bernier, J. N., and Perrin: Effect of coordination training on proprioception of the functionally unstable ankle. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 27(4): 264 – 275, 1998.
- Brooks, S. C., Potter, B. T., and Rainey, J. B.: Treatment for partial tears of the lateral ligament of the ankle: a prospective trial. *Br Med J (Clin Res Ed)*, 282(6264): 606 – 7, 1981.
- Castaing, J., Le Chevalier, P. L., and Meinier, M.: Entorse à répétition ou récidivante de la tibio-tarsienne. Une technique simple de ligamentoplastie externe. *Rev Chir Orthop*, 47: 598 – 608, 1961.
- Colville, M. R.: Reconstruction of the lateral ankle ligaments. *J. Bone Joint Surg. [Am]*, 76-A(7): 1092 – 1102, 1994.
- Ekstrand, J., and Tropp, H.: The incidence of ankle sprains in soccer. *Foot Ankle*, 11(1): 41 – 44, 1990.
- Evans, G. E., Hardcastle, P., and Frenyo, A. D.: Acute rupture of the lateral ligament of the ankle. To suture or not to suture? *J. Bone Joint Surg. [Br]*, 66-B(2): 209 – 212, 1984.
- Freeman, M. A. R.: Coordination exercises in the treatment of functional instability of the foot. *Physiotherapy*, 51: 393 – 5, 1965.
- Freeman, M. A. R.: Treatment of ruptures of the lateral ligament of the ankle. *J. Bone Joint Surg. [Br]*, 47-B(4): 661 – 668, 1965.
- Freeman, M. A. R., Dean, M. R. E., and Hanham, I. W. F.: The etiology and prevention of functional instability of the foot. *J. Bone Joint Surg. [Br]*, 47-B(4): 678 – 685, 1965.
- Garrick, J. G.: Epidemiologic perspective. *Clin Sports Med*, 1(1): 13 – 8, 1982.
- Gauffin, H., Tropp, H., and Odenrick, P.: Effect of ankle disk training on postural control in patients with functional instability of the ankle joint. *Int J Sports Med*, 9(2): 141 – 4, 1988.
- Gleitz, M., Rupp, S., Hess, T., and Hopf, T.: Einfluss des Reflextrainings auf die Stabilisierung chronisch instabiler Sprunggelenke. *Orthopädische Praxis*, 7: 498 – 501, 1992.
- Glencross, D., and Thornton, E.: Position sense following joint injury. *Am J Sports Med*, 21: 23 – 27, 1981.
- Gollhofer, A., Scheuffelen, C., and Lohrer, H.: Neuromuskuläre Stabilisation im oberen Sprunggelenk nach Immobilisation. *Sportverl Sport-schad*, 7(Sonderheft 1): 23 – 28, 1993.
- Grasmück, J., Lohrer, H., and Alt, W.: Behandlung und Nachbehandlung der Kapselbandverletzung am lateralen oberen Sprunggelenk. *Sportorthopädie Sporttraumatologie*, 12(1): 10 – 15, 1996.
- Hawe, W., Lippert, M. J., and Bernett, P.: Funktionelle Anatomie des oberen Sprunggelenks. *Sportverletz. Sportschaden*, 3(1): 1 – 5, 1989.
- Hoffman, M., and Payne, G. V.: The effects of proprioceptive ankle disk training on healthy subjects. *J Orthop Sports Phys Ther*, 21: 90 – 93, 1995.
- Holmer, P., Søndergaard, L., Konradsen, L., Nielsen, P. T., and Jørgensen, L. N.: Epidemiology of sprains in the lateral ankle and foot. *Foot and Ankle International*, 15(2): 72 – 74, 1994.
- Isakov, E., Mizrahi, J., and Solzi, P. e. a.: Response of the peroneal muscles to sudden inversion of the ankle during standing. *Int J Sports Biomech*, 2: 100 – 109, 1986.
- Javed, A., Walsh, H. P. J., and Lees, A.: Peroneal reaction time in treated functional instability of the ankle. *Foot and Ankle Surgery*, 5(3): 159 – 66, 1999.
- Jerosch, J., Castro, W. H. M., Hoffstetter, I., and Bischof, M.: Proprioception of the ankle in healthy volunteers and in athletes with unstable ankle joints. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 45(10): 380 – 89, 1994.
- Johnson, M. B., and Johnson, C. L.: Electromyographic responses of peroneal muscles in surgical and nonsurgical injured ankles during sudden inversion. *J Orthop Sport Phys Ther*, 18: 497 – 501, 1993.
- Kannus, P., and Renström, P.: Treatment for acute tears of the lateral ligaments of the ankle. Operation, cast, or early controlled mobilization. *J. Bone Joint Surg. [Am]*, 73-A(2): 305 – 312, 1991.
- Karlsson, J., and Lansinger, O.: Chronic lateral instability of the ankle in athletes. *Sports Med.*, 16(5): 355 – 365, 1993.
- Karlsson, J., Peterson, L., and Andeasson, G. e. a.: The unstable ankle: A combined EMG and biomechanical modelling study. *Int J Sport Biomech*, 8 (129 – 144), 1992.
- Kendal, E. R., and Schwartz, J. H.: Principles of neural science. (Elsevier, New York, 1985).
- Klein, J., Rixen, D., Albring, T., and Tiling, T.: Funktionelle versus Gipsbehandlung bei der frischen Außenbandruptur des oberen Sprunggelenks. *Unfallchirurg*, 94: 99 – 104, 1991.
- Konradsen, L., and Bohsen Ravn, J.: Prolonged peroneal reaction time in ankle instability. *Int J Sports Med*, 13(3): 290 – 292, 1991.
- Konradsen, L., Olesen, S., and Hansen, H. M.: Ankle sensorimotor control and eversion strength after acute ankle inversion injuries. *American Journal of Sports Medicine*, 26(1): 72 – 77, 1998.
- Konradsen, L., and Ravn, J. B.: Ankle instability caused by prolonged peroneal reaction time. *Acta Orthop Scand*, 61: 338 – 390, 1990.
- Konradsen, L., Voigt, M., and Højsgaard, C.: Ankle inversion injuries. The role of the dynamic defense mechanism. *American Journal of Sports Medicine*, 25(1): 54 – 58, 1997.
- Korkala, O., Rusanen, M., Jokipii, P., Kytömaa, J., and Avikainen, V.: A prospective study of the treatment of severe tears of the lateral ligament of the ankle. *Int. Orthop.*, 11: 13 – 17, 1987.
- Larsen, E.: Chronic lateral instability of the ankle – a radiographical, clinical and functional study with evaluation of synovial changes and predisposing foot deformities. *Dan Med Bull*, 40(3): 332 – 350, 1993.
- Larsen, E., and Lund, P. M.: Peroneal muscle function in chronically unstable ankles. A preoperative and postoperative electromyographic study. *Clin Orthop*, 272: 219 – 226, 1991.
- Lephart, S. M., Pincivero, D. M., Giraldo, J. L., and Fu, F. H.: The role of proprioception in the management and rehabilitation of athletic injuries. *American Journal of Sports Medicine*, 25(1): 130 – 137, 1997.
- Löfvenberg, R., Kärrholm, J., and Sundelin, G.: Die propriozeptive Reaktion beim gesunden und beim chronisch instabilen Sprunggelenk. *Sportverletzung, Sportschaden*, 10: 79 – 83, 1996.
- Löfvenberg, R., Kärrholm, J., Sundelin, G., and Ahlgren, O.: Prolonged reaction time in patients with chronic lateral instability of the ankle. *Am J Sports Med*, 23(4): 414 – 417, 1995.
- Lohrer, H., Alt, W., and Gollhofer, A.: Neuromuscular properties and functional aspects of taped ankles. *American Journal of Sports Medicine*, 27(1): 69 – 75, 1999.
- Lynch, S. A., and Renstrom, P. A.: Treatment of acute lateral ankle ligament rupture in the athlete. Conservative versus surgical treatment. *Sports Med*, 27(1): 61 – 71, 1999.
- Nawoczenski, D. A., Owen, M. G., Ecker, M. L., Altman, B., and Epler, M.: Objective evaluation of peroneal response to sudden inversion stress. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 7(3): 107 – 109, 1985.
- Peters, J. W., Trevino, S. G., and Renström, P. A.: Chronic lateral ankle instability. *Foot Ankle*, 12(3): 182 – 191, 1991.
- Quinn, K., Parker, P., de Bie, R., Rowe, B., and Handoll, H.: Interventions for preventing ankle ligament injuries (Cochrane Review). (The Cochrane Library, Oxford, 2000).
- Raschka, C., Gläser, H., and de Marées, H.: Unfallhergang und Vorschläge zur Prävention im Basketball. *Sportverletzung, Sportschaden*, 9: 84 – 91, 1995.
- Rosenbaum, D., Becker, H. P., Gerngross, H., and Claes, L.: Peroneal reaction times for diagnosis of functional ankle instability. *Foot and Ankle Surgery*, 6(1): 31 – 38, 2000.
- Sheth, P., Yu, B., Laskowski, E. R., and An, K. N.: Ankle disk training influences reaction times of selected muscles in a simulated ankle sprain. *Am J Sports Med*, 25(4): 538 – 43, 1997.
- Tiling, T., Bonk, A., Höher, J., and Klein, J.: Die akute Außenbandverletzung des Sprunggelenks beim Sportler. *Chirurg*, 65: 920 – 933, 1994.
- Tropp, H., and Askling, C.: Effects of ankle disk training on muscular strength and postural control. *Clin Biomech*, 3: 88 – 91, 1988.
- Tropp, H., Ekstrand, J., and Gillquist, J.: Stabilometry in functional instability of the ankle and its value in predicting injury. *Med Sci Sports Exerc*, 16(1): 64 – 6, 1984.
- Zwipp, H., Hoffmann, R., Wippermann, B., Thermann, H., and Gottschalk, F.: Fibulare Ruptur am oberen Sprunggelenk. *Orthopäde*, 18: 336 – 341, 1989.

Thorsten Sterzing:

Sensomotorik und Sensibilität des Fußes in Sport und Bewegung

Zusammenfassung:

Bewegungen in Alltag und Sport, wie die Beibehaltung des Gleichgewichts, der aufrechte Gang oder sportspezifische Bewegungen sind Kombinationen motorischen und sensorischen Verhaltens. Der menschliche Organismus, insbesondere die untere Extremität und der Fuß, applizieren individuelle motorische Bewegungsmuster. Ebenso kann gerade der Fuß, als komplexes sensorisches Organ, externe physikalische Reize an der Körperperipherie aufnehmen und zum zentralen Nervensystem (ZNS) transferieren. Eine Kartographie der Fußsensibilität

zeigt dessen grundlegende Abhängigkeit von der Fußregion, dem Geschlecht und dem Reiztypus. Überdauernde temporäre Einflüsse, wie Alter und verschiedene Krankheiten, können die Fußsensibilität erheblich reduzieren und so sensorische Rückkopplungen einschränken oder unterbinden. Die Fußsensibilität ist weiterhin eine Funktion wechselnder temporärer Einflüsse, wie der Fußtemperatur, des Blutflusses oder des Schuhwerks. Schuhe, Orthesen, Einlagen, Socken, Bandagen müssen zunächst als künstliche Schnittstellen zwischen Fuß und Unter-

grund angesehen werden und können auf die Qualität sensorischer und motorischer Prozesse einwirken, indem sie die sensorische Informationsaufnahme sowie motorische Bewegungsausführungen akut oder als Trainingsintervention beeinflussen. Die funktionale Bewertung von Sportschuhen ist auch in Bezug auf willkürliches und unwillkürliches Antwortverhalten zu betrachten. Bewegungsänderungen lassen sich dabei in bewusste und unbewusste Modifikationsprozesse einstufen.

Sensomotorik

Die Sensomotorik beschreibt den Zusammenhang von afferenter Informationsaufnahme (Sensorik) und efferenter Bewegungsausführung (Motorik). Deren funktionale Verknüpfung und die Vielzahl der beteiligten Organe erklärt ihre hohe Komplexität (Laube 2006). Der menschliche Organismus besitzt spezifische Rezeptoren in der Körperperipherie, welche externe und interne physikalische Reize aufnehmen und an das zentrale Nervensystem weiterleiten. Dort werden diese Informationen evaluiert und mittels motorischer Reaktionen beantwortet. Als ex-

tern werden dabei die außerhalb des Körpers von der Umwelt generierten Reize, welche auf die Oberflächensensibilität einwirken, bezeichnet. Interne Reize entstehen hingegen im Inneren des Körpers und betreffen die Tiefensensibilität. Unterschiedliche Rezeptoren sind für die Aufnahme dieser Reize verantwortlich und werden hinsichtlich ihrer Spezifität eingeteilt.

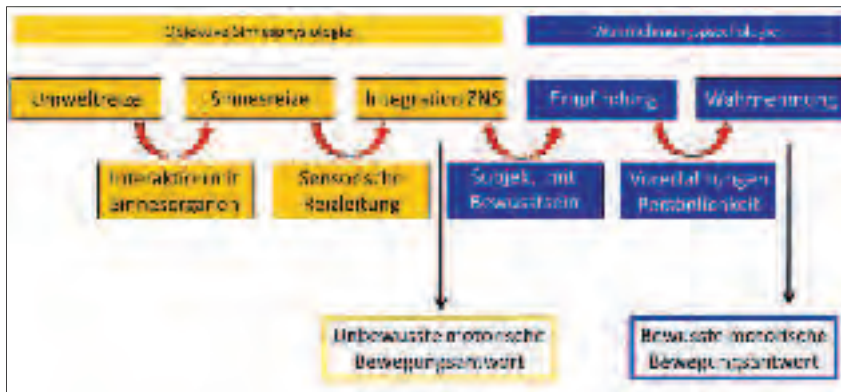
Bewegungsprozesse – Steuerung und Regelung

Willkürbewegungen sind entweder gesteuert oder geregelt und können hinsichtlich ihrer Zeitdauer unterschieden werden. Für kürzere, bis zu 150 – 200 ms in Anspruch nehmende, gesteuerte Bewegungen wird eine motorische Abfolge von Ereignissen programmiert und ausgeführt. Dieser Vorgang wird als „Open-Loop-Prozess“ bezeichnet und schließt eine Änderung des Bewegungsprogramms während der Bewegungsdurchführung aus. Erst im Anschluss an die erfolgte Bewegung kann das Bewegungsergebnis mit der zuvor geplanten Bewegungsvorstellung abgeglichen werden. Bei Übereinstimmung festigt sich der Bewegungsablauf, bei einer Abweichung sollte für eine erneute Bewegungsausführung das Bewegungsprogramm entspre-

chend korrigiert werden. Längere, geregelte Bewegungen hingegen bieten die Möglichkeit, aktuell durchgeführte Bewegungen über sensomotorische Rückkopplungen zu korrigieren. Während solcher, als Closed-Loop bezeichneten Bewegungsprozesse, findet ein fortwährender Abgleich von Soll und Ist der Bewegung statt, welcher als Basis für unmittelbare Korrekturmaßnahmen dient. Sie benötigen mindestens eine Zeitdauer von 150 – 200 ms, um den afferenten und efferenten Informationsfluss zu ermöglichen. Dieser sendet sensorische Informationen aus der Körperperipherie zum ZNS und motorische Informationen vom ZNS zu den ausführenden Muskeln zurück in die Körperperipherie. Kürzer andauernde Bewegungen können diesen Informationsfluss nicht gewährleisten, sie unterliegen daher der Mechanismen der Bewegungssteuerung. Vor dem Hintergrund solcher Bewegungsprozesse wirkt der Mensch aktiv auf seine Umwelt ein, indem zum einen genuine Bewegungsideen entstehen und umgesetzt werden, und zum anderen auf Einwirkungen der Umwelt reagiert werden kann (Kahle 2002). So entstehen fortwährende Wechselwirkungen zwischen dem Menschen und seiner Umwelt, welche unter anderem auch die

Anschrift des Verfassers:

Dr. Thorsten Sterzing
Li Ning Sports Science Research Center
Li Ning Sports Goods Co., Ltd
No. 8 Xing Guang 5th Street
Opto-Mechatronics Industrial Park
Zongguancun Science & Technology Area
Tongzhou District, Beijing 101111
P. R. China
E-Mail: thorsten@li-ning.com.cn



1 Entstehung einer Wahrnehmung und Charakterisierung motorischer Bewegungsantworten (modifiziert und erweitert nach Handwerker in Schmidt, Thews & Lang (Hrsg.) Physiologie des Menschen, Springer 2000).

Grundlage für die sensomotorische Einflussnahme jeglicher Art von Fußversorgung auf den menschlichen Bewegungsablauf bilden. Dabei ist die Höhe der Integration sensorischer Reize aus der Körperperipherie für die Charakteristik der sensomotorischen Bewegungsantwort entscheidend. Es gilt hier zwischen der objektiven und subjektiven Sinnesphysiologie zu unterscheiden (Handwerker 2000).

Objektive Sinnesphysiologie und subjektive Wahrnehmungspsychologie

Abläufe der objektiven Sinnesphysiologie beginnen mit der initialen Einwirkung von Stimuli auf die Sinnesorgane. Es kommt zur Auslösung von Sinnesreizen. Sind diese stark genug, werden überschwellige Potentiale erzeugt, die eine Erregung der angeschlossenen sensorischen Nerven veranlassen. Nachfolgend werden die sensorischen Zentren im ZNS aktiviert. Bis hierhin werden sensorische Vorgänge der objektiven Sinnesphysiologie zugeordnet, ihre Abläufe dringen noch nicht ins menschliche Bewusstsein und zu seiner Vernunft vor. Dies bedeutet, dass jegliches auf diese Vorgänge bezogene motorische Antwortverhalten als unbewusst eingestuft werden muss. Die höheren Stufen der sensorischen

Informationsaufnahme und der sich anschließenden Verarbeitung sind der subjektiven Wahrnehmungspsychologie zugeordnet. Diese beschreibt die bewusste Verarbeitung der aus der objektiven Sinnesphysiologie herrührenden Reize. Sinneseindrücke und Empfindungen werden vom Menschen mit seinen individuellen Vorerfahrungen verglichen und mit seiner Vernunft und seiner Persönlichkeit interpretiert, subjektive Wahrnehmungen entstehen. Motorisches Antwortverhalten auf bis zu dieser Ebene vorgedrungene Sinnesreize ist daher als bewusst und geplant einzustufen (Abbildung 1).

Sensibilitätsverhalten des Fußes

Nachfolgend soll die Kapazität des menschlichen Fußes zur Aufnahme externer Reize über die Mechanorezeption erläutert werden. Diese lassen sich hinsichtlich ihrer Arbeitsweise spezifisch einteilen. So befinden sich in der Haut zum einen drucksensitive Rezeptoren, wie die Merkel Tastscheiben und die Meissner Tastkörperchen, als auch vibrationsensitive Rezeptoren wie die Vater-Pacini Lamellenkörperchen (Zalpour 2002). Die allgemeine Sensibilität des Menschen und so auch die Fußsensibilität werden über die Be-

stimmung sogenannter Reizschwellen bestimmt. Die Reizschwelle bezeichnet dabei die Intensität des schwächsten Stimulus, der bei einer experimentellen Reizsetzung vom Probanden noch sicher wahrgenommen werden kann. Niedrige Reizschwellen verweisen daher auf eine hohe Sensibilität, hohe Reizschwellen auf eine niedrige Sensibilität der untersuchten Körperregion.

Bestimmung der Fußsensorik

Zur nicht invasiven Bestimmung der Druck- und Vibrationsreizschwellen ist spezielles Messinstrumentarium vorhanden. Die Drucksensorik kann mittels der Semmes-Weinstein Monofilamente (North Coast Medical, Inc., San Jose, CA, USA) quantifiziert werden. Hierbei handelt es sich um hinsichtlich ihrer Biegesteifigkeit graduell abgestufte Nylonfäden. Sie werden auf die zu untersuchende anatomische Regionen gemäß einem standardisierten Verfahren aufgesetzt (Abbildung 2). Je feiner der vom Probanden noch sicher wahrgenommene Nylonfaden, umso niedriger seine Druckreizschwelle und umso höher seine Sensibilität an der untersuchten Fußregion. Die Vibrationsensorik kann mittels des Horwell Neurothesiometers (Scientific Laboratory Supplies Ltd., Nottingham, UK; Abbildung 3) oder auch mittels eines modifizierten Schwingungsgebers bestimmt werden. Dabei ist das zu Grunde liegende Messprinzip vergleichbar, ein vibrationsfähiger Stößel wird an der zu untersuchenden anatomischen Region aufgesetzt und in Schwingung versetzt. Bei einer vorgegebenen Schwingungsfrequenz wird die Schwingungsamplitude des Stößels hochgefahren. Je niedriger die vom Probanden wahrnehmbare Schwingungsamplitude, umso niedriger seine Vibrationsreizschwelle und umso höher seine Fußsensibilität.

Eine weitere interessante sensorische Information stellt die Zweipunktschwelle dar. Sie gibt Auskunft darü-



2 Semmes-Weinstein Monofilamente zur Bestimmung der Drucksensorik (20 abgestufte Steifigkeiten).



3 Horwell Neurothesiometer zur Bestimmung der Vibrationsensorik.



4 Digitaler elektronischer Messschieber zur Bestimmung sensorischer Zweipunktschwellen.



ber, wie weit zwei simultan gesetzte Reize voneinander entfernt induziert werden müssen, um vom Probanden noch als unterschiedliche Reize und nicht miteinander verschmolzen wahrgenommen zu werden. Für solche Messungen werden zum Beispiel digitale elektronische Messschieber verwendet (Technologiezentrum W-tec, Wuppertal, Deutschland; Abbildung 4).

Kartographie der Fußsensorik

An 48 gesunden Personen (24 Männer und 24 Frauen: $25,3 \pm 3,4$ Jahre; $71,6 \pm 13,1$ kg; $176,8 \pm 9,6$ kg) wurden 30 unterschiedliche anatomische Stellen des plantaren, dorsalen, medialen und lateralen Fußbereichs sowie der Achillessehnenansatz hinsichtlich ihrer Mechanorezeption untersucht (Tabelle 1). Mittels Semmes-Weinstein Monofilamenten wurde die Drucksensorik und mittels des Horwell Neurothesiometer wurde die Vibrationssensorik erfasst (Sterzing et al. 2006). Die unterschiedliche Sensibilität des Fußes hinsichtlich der 30 untersuchten anatomischen Stellen für Männer und Frauen illustriert die Abbildung 5. Während sich für die Drucksensorik keine bedeutsamen Unterschiede hinsichtlich der Sensibilität zwischen Männern und Frauen ergaben, erwiesen sich Frauen hinsichtlich der Vibrationssensibilität sensibler als Männer. Zudem zeigte sich, dass die Fußregionen hinsichtlich der Spezifität des mechanischen Reizes unterschiedlich sensibel sein können, was besonders deutlich im Bereich der plantaren Ferse (P1) zu erkennen ist.

Sensorische Zweipunktschwellen des Fußes

Informationen bezüglich der sensorischen Zweipunktschwellen des Fußes können für die Passformwahrnehmung von Schuhen bedeutsam sein (Kunde et al. 2008). Sie erteilen Auskunft darüber, welchen Abstand Druckreize in verschiedenen Fußarealen voneinander aufweisen müssen, um noch als zwei

P1 Calcaneus	D1 Articulatio Talocruralis	M1 Malleolus Medialis
P2 Längsgewölbe Medial	D2 Basis Os Metatarsale I	M2 Calcaneus Medialis
P3 Längsgewölbe Zentral	D3 Basis Os Metatarsale III	M3 Os Naviculare
P4 Längsgewölbe Lateral	D4 Basis Os Metatarsale V	M4 Basis Os Metatarsale I
P5 Caput Os Metatarsale I	D5 Caput Os Metatarsale I	M5 Caput Os Metatarsale I
P6 Caput Os Metatarsale III	D6 Caput Os Metatarsale III	L1 Malleolus Lateralis
P7 Caput Os Metatarsale V	D7 Caput Os Metatarsale V	L2 Calcaneus Lateralis
P8 Phalanx Distalis I	D8 Phalanx Distalis I	L3 Basis Os Metatarsale V
P9 Phalanx Distalis III	D9 Phalanx Media III	L4 Caput Os Metatarsale V
P10 Phalanx Distalis V	D10 Phalanx Media V	A1 Tendo Calcaneus

Tabelle 1 30 anatomische Untersuchungsstellen zur Kartographie der Fußsensorik (P1 – P10: Plantar, D1 – D10: Dorsal, M1 – M5: Medial, L1 – L4: Lateral, A1: Achillessehne).

einzelne Stimuli wahrgenommen zu werden. Gerade am Fuß gestaltet sich die Bestimmung der Zweipunktschwelle jedoch schwierig, da die Fußanatomie und Fußmorphologie kaum hinreichend große plane Fußareale aufweist, um solche Messungen exakt durchführen zu können. So stellen die unterschiedlichen Weichteilstrukturen des Fußes sowie eine Vielzahl oberflächlicher Sehnen eine Messproblematik dar. Erste Untersuchungen zur Zweipunktschwellenbestimmung am Fuß verweisen auf eine höhere Zweipunktschwellensensibilität von Frauen gegenüber Männern. Dies zeigte sich insbesondere im Bereich der dorsalen Metatarsalköpfe I und V sowie am lateralen Metatarsalkopf V.

Vibrationssensibilität des Fußes unter Temperatureinfluss

Die Reduktion der Fußsensibilität im Falle einer starken Abkühlung durch kurzfristige Vereisung wurde für die Druck- als auch für die Vibrationssensorik des Fußes aufgezeigt (Nurse & Nigg 2001, Eils et al. 2004). Im Fol-

genden werden Auswirkungen auf die plantare Vibrationssensibilität des Fußes beschrieben, wenn induzierte Temperaturschwankungen innerhalb des Normbereichs von Alltag und Sport liegen (Schlee et al. 2009a). Dazu wurde die plantare Vibrationsfußsensibilität in einer Ausgangsmessung bei einer Temperatur von 20 – 23 Grad Celsius an der Ferse, dem Metatarsalkopf I und dem Hallux mittels eines Schwingungsgebers (Tira Vib Vibration Exciter Modell V 51075, Schalkau, Deutschland) untersucht. Weiterhin wurden analoge Messungen nach Erhöhung der Fußtemperatur um 5 Grad Celsius, mittels einer Infrarotwärmelampe, beziehungsweise nach Verringerung der Temperatur um 5 Grad Celsius, mittels einer Kühlpackung, durchgeführt. Es zeigte sich, dass alle drei Messstellen nach Abkühlung eine verringerte Fußsensibilität und nach Erwärmung eine erhöhte Fußsensibilität aufwiesen. Dies bedeutet, dass auch im sportlichen und alltäglichen Normbereich Temperaturschwankungen einen systematischen Einfluss auf die Fußsensibi-

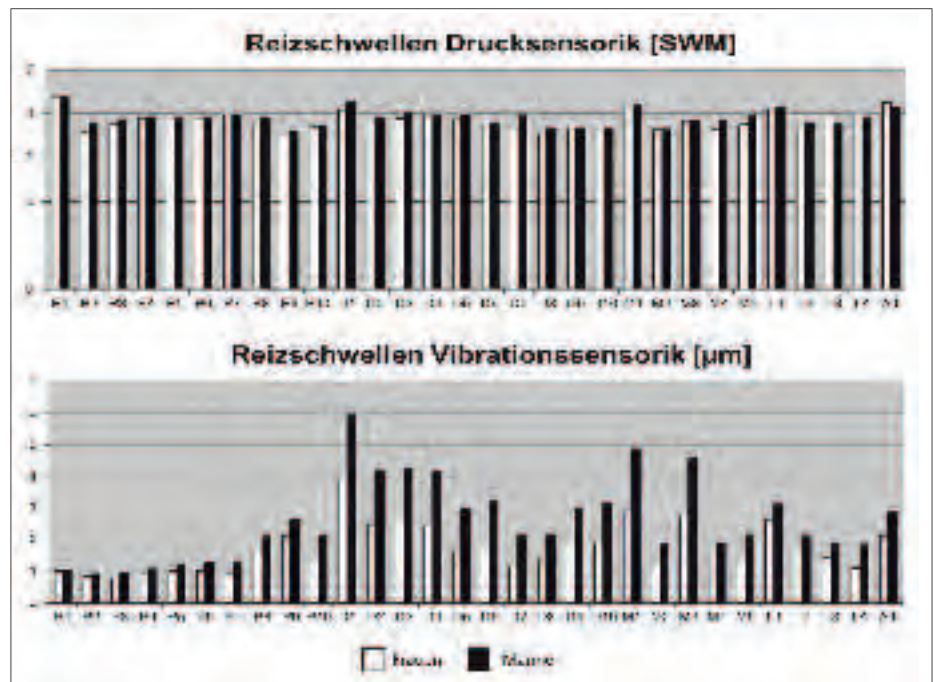
lität ausüben und somit zu beachten sind.

Vibrationssensibilität des Fußes bei Ischämie

Eine pathologisch bedingte, permanente Reduktion des Blutdurchflusses bewirkt eine Reduzierung der Fußsensibilität (Dyck et al. 1987, Akbari et al. 2003). Zur Untersuchung des Einflusses einer kurzfristigen Ischämie auf die Fußsensorik wurde der Blutfluss an der zu untersuchenden Extremität in zwei Stufen mittels einer am Oberschenkel angebrachten Kompressionsbandage reduziert (Schlee et al. 2009b). Die plantare Vibrationsfußsensibilität wurde an der Ferse, dem Metatarsalkopf I und dem Hallux mittels eines Schwingungsgebers (Tira Vib Vibration Exciter Modell V 51075, Schalkau, Deutschland) untersucht. Es zeigte sich, dass schon eine nur vierminütige, geringe Ischämie bei einem Kompressionsdruck von 50 mmHG eine Verringerung der Fußsensibilität an allen drei getesteten Fußregionen hervorrief. Die Verringerung der Fußsensibilität wurde durch eine Erhöhung des Kompressionsdrucks auf 150 mmHg verstärkt. Im Gegensatz zu den aus pathologischen Untersuchungen bekannten Reduktionen der Fußsensibilität stellen diese Beobachtungen der kurzfristig erzeugten Ischämie einen interessanten Aufhänger für die Betrachtung des Einflusses von Schuhwerk in Sport und Alltag dar.

Einfluss von Schuhwerk auf Sensorik und Motorik

Schuhe, Orthesen, Einlagen, Socken und Tapeverbände sind künstliche Schnittstellen zwischen Fuß und Umwelt und haben die Möglichkeit, auf die sensomotorischen Prozesse menschlicher Bewegung einzuwirken. Dies kann zum einen durch Reduktion oder Akzentuierung der sensorischen Informationsaufnahme am Fuß geschehen, zum anderen durch mechanische Einwirkung auf die motorische Bewegungsausführung. Dabei bewirkt ein veränderter sensorischer Informationsgehalt über Rückkopplungen Bewegungsmodifikationen sowohl gesteuerter als auch geregelter Bewegungen. Die mechanische Einwirkung findet hingegen unmittelbar an den Schnittstellen zum Fuß und zur Umwelt statt. Nachfolgend werden unterschiedliche



5 Kartographie der Fußsensorik: Druck- und Vibrationsreizschwellen.

Formen sensorischer und motorischer Beeinflussung des menschlichen Bewegungsverhaltens durch Schuhwerk anhand von Beispielen aus dem Sport dargestellt.

Fußsensorik in Formel-1-Schuhen

Rennfahrer müssen die Wirkung ihrer Interaktion mit den Pedalen während Beschleunigungs- und Bremsmanövern exakt einschätzen können. So stellt das Pedalgefühl für Formel-1-Piloten einen Hauptaspekt ihres Schuhanforderungsprofils dar, um ihre sportliche Leistung während zentimetergenauer Fahrten auf Ideallinien, Überholmanövern und Positionskämpfen bei Geschwindigkeiten von zum Teil über 300 km/h abrufen zu können. Somit ist es von Bedeutung, wie Formel-1-Schuhe die plantare Fußsensorik beeinflussen. Es zeigte sich, dass Formel-1-Schuhwerk die plantare Fußsensibilität an der Ferse, dem Metatarsalkopf I und dem Hallux im Vergleich zur Barfußsituation nicht generell herabsetzt (Schlee et al. 2009c). Die plantare Vibrationsensibilität des Fußes erwies sich in Formel-1-Schuhen als eine frequenzabhängige Größe. Durch einen Schwingungsgeber (Tira Vib Vibration Exciter Modell V 51075, Schalkau, Deutschland) induzierte plantare Vibrationsreize wurden bei einer Vibrationsfrequenz von 30 Hz durch das Tra-

gen von Formel-1-Schuhwerk im Gegensatz zur Barfußsituation abgeschwächt wahrgenommen. Bei einer Frequenz von 200 Hz hingegen waren plantare Vibrationsreize beim Tragen von Formel-1-Schuhwerk erstaunlicherweise deutlicher zu spüren als in der Barfußsituation. In Abhängigkeit der Stimulationsfrequenz entwickelten Formel-1-Schuhe so eine abschwächende oder verstärkende Wirkung hinsichtlich der induzierten Vibrationsreize. Das vorliegende Beispiel verdeutlicht die generelle Beeinflussung der sensorischen Kapazität des Fußes durch Schuhwerk und verweist zudem auf die unterschiedliche Qualität der sensorischen Informationsaufnahme in Formel-1-Schuhen in Abhängigkeit von der Vibrationsfrequenz.

Dämpfungswirkung von Laufschuhen

Beim Vergleich von barfüßigem Laufen zum Laufen in Laufschuhen wird der Aufprall der Ferse auf den Untergrund allgemein als unkomfortabler empfunden. Die entscheidende biomechanische Variable zur Charakterisierung des Dämpfungsverhaltens stellt die vertikale Kraftanstiegsrate beim Fersenaufsatz dar, welche sich beim Barfußlauf aufgrund der fehlenden Schuhdämpfung stark erhöht zeigt. Um dem damit einhergehenden Unbequemlichkeitsempfinden entgegenzuwirken,

verändern Läufer während des Barfußlaufs die Art ihres Fußaufsatzes (Frederick 1986, De Wit et al. 2000). Der Fußaufsatzwinkel in der Sagittalebene verringerte sich so innerhalb einer Probandengruppe von 17 ungeübten Barfußläufern um durchschnittlich 14 Grad (Sterzing et al. 2008). Damit vergrößerten Läufer die Unterstützungsfläche des Fußes beim Aufprall auf den Boden, um den auftretenden Druck zwischen Fuß und Boden zu reduzieren. Sie modifizierten ihren Fersenaufsatz in Richtung eines Mittelfußaufsatzes im Sinne einer bewussten motorischen Bewegungsantwort, um eine höhere Bequemlichkeit zu erlangen. Interessanterweise lassen sich gleichgerichtete Modifikationen des sagittalen Fußaufsatzes von Läufern auch beobachten, wenn sie in Schuhen mit unterschiedlicher Fersendämpfung laufen, deren Ausmaß naturgemäß jedoch deutlich geringer ausfiel (Heidenfelder et al. 2008). Schuhe unterschiedlicher Fersenhärte erzeugten hier eine Fußaufsatzwinkeldifferenz von 2 Grad. Härtere Laufschuhe erzeugten, analog zum Barfußlauf, einen geringeren Fußaufsatzwinkel als weichere. Im Gegensatz zur bewussten Laufstilveränderung des Barfußlaufs, handelt es sich bei den Fußaufsatzmodifikationen in unterschiedlich harten Laufschuhen um subtile Bewegungsmodifikationen, die als unbewusst bezeichnet werden können. So wird deutlich, dass Laufschuhe auf der einen Seite eine mechanische Dämpfungswirkung erzeugen, sie jedoch auf der anderen Seite über ihren Einfluss auf sensorische Prozesse, die Form des Fußaufsatzes beim Laufen beeinflussen. Schon geringfügige Veränderungen in der Intensität externer sensorischer Reize können so adäquate, wenn auch zum Teil unbewusste motorische Bewegungsantworten hervorrufen.

Traktion von Fußballschuhen

Ein wichtiger Leistungsaspekt im Fußball ist die Agilität beim Antritt und Abstoppen. Insbesondere die Traktionssohlen von Fußballschuhen mit ihren Stollenkonfigurationen sind hier von Bedeutung, da sie die objektiv messbare Laufleistung und auch die subjektive Wahrnehmung derselben von Fußballern beeinflussen (Sterzing et al. 2009). In Bezug auf die Wahl der richtigen Traktionssohle für Kunstrasenplätze schätzten Fußballspieler von

den traditionellen, eigentlich für Naturrasenplätze entwickelten, Stollenkonfigurationen die Hard Ground Variante als geeigneter gegenüber der Soft Ground Variante ein. Die Sinnhaftigkeit dieser Einschätzung spiegelte sich eben in den erwähnten objektiv messbaren Unterschieden der für einen standardisierten Laufparcours benötigten Zeitdauer wieder (Müller et al. 2010, Sterzing et al. 2010). Die mittels Lichtschrankenmessungen erfassten schnelleren Laufzeiten der Hard Ground Stollenkonfiguration waren von Fußballspielern zudem auch eindeutig wahrnehmbar. Die objektive Leistungsbewertung war in dieser Studie analog zur subjektiven Wahrnehmung. Die Erklärung für die unterschiedlichen Laufleistungen in den beiden Schuhbedingungen lieferten die ebenfalls erfassten biomechanischen Bodenreaktionskräfte. Schuhe, in denen Fußballspieler langsamere Laufleistungen erreichten, wiesen ein geringeres Verhältnis von horizontaler zu vertikaler Bodenreaktionskraft auf, als Schuhe, mit denen schnellere Laufleistungen erzielt werden konnten. So erlaubt die Höhe dieses Kräfteverhältnisses eine Einschätzung der Effektivität von Beschleunigungs- und Abstoppbewegungen von Sportlern. In der beschriebenen Studie zur Traktion von Fußballschuhen auf Kunstrasen führte die deutliche Wahrnehmung über den Fuß aufgenommener mechanischer Reize in Verbindung mit der visuellen Wahrnehmung der Schuhunterschiede bereits beim Anziehen der Schuhe zu einer eindeutigen Bewertung der Eignung des entsprechenden Schuhtypus. Diese zog eine bewusste motorische Bewegungsantwort nach sich, die sich in vorsichtigeren Bewegungen und daher langsameren Laufzeiten in der Soft Ground Variante niederschlug.

Schlussfolgerung und Ausblick

Neben der grundlegenden Abhängigkeit der Fußsensibilität von der Fußregion, des Geschlechts, des Alters, und des Gesundheitszustandes, beeinflussen auch temporäre Aspekte die Fußsensorik. Dies hat sich bereits für starke Verringerung der Fußtemperatur sowie für pathologische Blutflussreduktionen gezeigt. Weiterführende Studien zeigen nun, dass auch Schwankungen der Fußtemperatur im Normbereich von Sport und Alltag die

Fußsensibilität erhöhen beziehungsweise herabsetzen, ebenso wie eine nur kurzfristig induzierte Ischämie die Fußsensibilität herabsetzt. Ob solche innerhalb des Normbereichs anzusiedelnde Schwankungen der Fußsensibilität einen Einfluss auf das Bewegungsverhalten ausüben, ist bislang nicht geklärt. Verfügbare Untersuchungen induzierten bislang stärkere Veränderungen der Fußsensibilität und beobachteten als Folge dessen ein angepasstes Bewegungsverhalten (Nurse & Nigg 2001, Eils et al. 2004).

Eine etwaige Wechselwirkung zwischen Normschwankungen der Fußsensorik und motorischen Bewegungen in Sport und Alltag könnte von Überlegungen zum Schuhdesign aufgegriffen werden. Es erweist sich als sinnvoll, Bewegungsverhalten in unterschiedlichem Schuhwerk hinsichtlich seiner Charakteristik zu klassifizieren. So kann Schuhwerk unmittelbar mechanisch auf die Bewegungsausführung des Menschen einwirken oder im Sinne einer Trainingsintervention wirksam werden. Weiterhin sind motorische Bewegungsantworten auf externe sensorische Reize, die unter anderem vom Schuhwerk modifiziert oder sogar induziert werden, als bewusst oder unbewusst einzustufen. Für eine bewusste Modifikation des Bewegungsablaufs ist es notwendig, dass diese externen sensorischen Reize bis ins menschliche Bewusstsein vordringen, dort eine entsprechende Bewertung erfolgt, sich eine motorische Bewegungsantwort entwickelt und diese schließlich initiiert wird. In solchen Fällen entscheidet sich der Sportler bewusst, seine Bewegungen den gegebenen Rahmenbedingungen, wie Schuhwerk oder Untergrund anzupassen. Ebenfalls beachtenswert sind die eher unbewussten Bewegungsmodifikationen, welche in ihrem Ausmaß naturgemäß kleiner sind. Weiterhin gibt es Situationen, bei denen durch Schuhwerk induzierte biomechanisch messbare Bewegungsveränderungen außerhalb der komplexen Wahrnehmungsschwelle liegen. So zum Beispiel das veränderte Pronationsverhalten in Laufschuhen mit graduell abgestufter Varusstellung, welches zwar biomechanisch erfasst werden kann, subjektiv von Probanden jedoch nicht wahrgenommen wird (Brauner et al. 2009). Zudem gilt es, die Unterteilung des Einflusses von Schuhwerk hinsichtlich einer akuten

Einflussnahme auf die Bewegungsqualität oder des Einflusses über eine Trainingswirkung zu beachten. In diesem Zusammenhang sind auch umfassende Schuhkonzeptionen wie beispielsweise der Nike Free mit seiner hoch flexiblen Sohle oder der MBT Schuh als Vorreiter der vielen auf dem Markt vorhandenen Instabilitätsschuhkonzepte zu betrachten. Diesen Schuhkonzeptionen ist gemein, dass sie über die Tragedauer hinweg einen gewissen Trainingsreiz setzen, welcher das Ziel hat, die Funktionalität der unteren Extremität zu verbessern. Wissenschaftliche Studien zeigen sowohl die Präsenz als auch die Wirkung solcher durchs Schuhwerk induzierten Trainingsreize auf (Potthast et al. 2005, Landry et al. 2010), verweisen aber auch auf Wissenslücken hinsichtlich der Nachhaltigkeit derartiger Trainingsinterventionen (Landry et al. 2010). Demzufolge fordert der Ausblick dieses Beitrages zum einen verstärkte Forschungsbemühungen zur Untersuchung der Relevanz von Normschwankungen der Fußsensibilität auf die motorische Bewegungsausführung und zum anderen Untersuchungen zur Nachhaltigkeit von schuhwerkbedingten Trainingsinterventionen hinsichtlich einer verbesserten Funktionalität der unteren Extremität des Menschen. ■

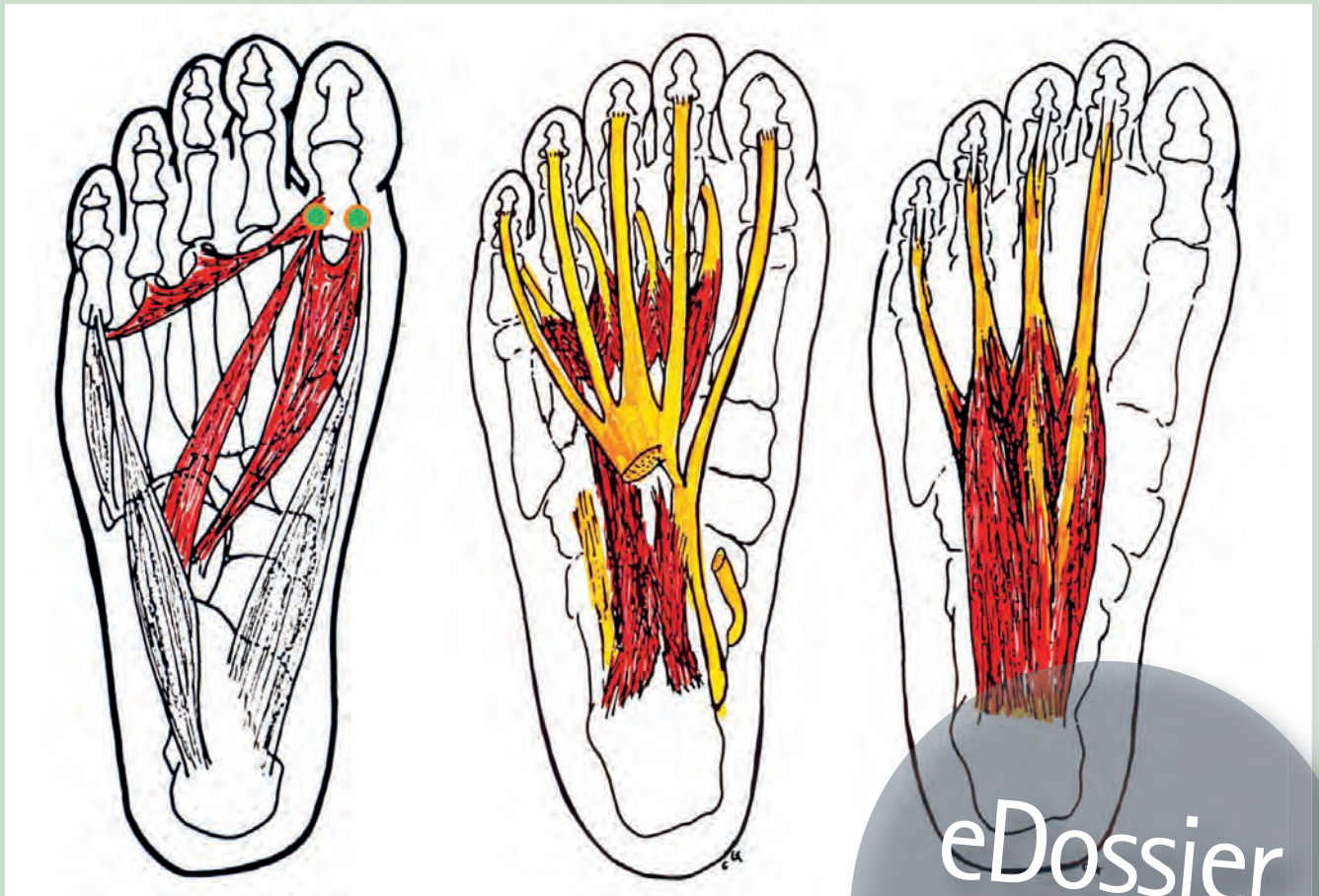
Literatur

- Akbari, C.M., Macsata, R., Smith, B.M., Sydawi, A.N. (2003) Overview of the diabetic foot, *Semin Vasc Surg*, 16, 3-11.
- Brauner, T., Sterzing, T., Gras, N., Milani, T.L. (2009) Small changes in the varus alignment of running shoes allow gradual pronation control, *Footwear Science*, 1(2), 103-110.
- De Wit, B., De Clercq, D., Aerts, P. (2000) Biomechanical analysis of the stance phase during barefoot and shod running, *Journal of Biomechanics*, 33, 269-278.
- Dyck, P.J., Bushek, W., Spring, E.M., Karnes, J.L., Litchy, W.J., O'Brian, P.C., Service, F.J. (1987) Vibratory and cooling detection thresholds compared with other tests in diagnosing and staging diabetic neuropathy, *Diabetes Care*, 10, 432-440.
- Eils, E., Behrens, S., Mers, O., Thorwesten, L., Völker, K., Rosenbaum, D. (2004) Reduced plantar sensation causes a cautious walking pattern, *Gait & Posture*, 20(1), 54-60.
- Frederick, E.C. (1986) Kinematically mediated effects of sport shoe design: A review, *Journal of Sports Sciences*, 4(3), 169-184.
- Handwerker, H. (2000) Allgemeine Sinnesphysiologie, in: Schmidt, Thews, Lang (Hrsg.) *Physiologie des Menschen*, Springer, 195-235.
- Heidenfelder, J., Sterzing, T., Bullmann, M., Milani, T.L. (2008) Heel strike angle and foot angular velocity in the sagittal plane during running in different shoe conditions, *Journal of Foot and Ankle Research*, 1(Suppl 1), 016.
- Kahle, W. (2002) *Nervensystem und Sinnesorgane*, Thieme, Stuttgart.
- Kunde, S., Sterzing, T., Milani, T.L. (2008) Gender differences of 2-point touch sensitivity thresholds of the human foot, NACOB, Ann Arbor, MI, USA.
- Landry, S.C., Nigg, B.M., Tecante, K.E. (2010) Standing in an unstable shoe increases postural sway and muscle activity of selected smaller extrinsic foot muscles, *Gait & Posture*, 32, 215-219.
- Laube, W. (2006) Das sensomotorische System: Träger aller Bewegungsleistungen des Menschen, *Sonderheft Orthopädiesschuh-technik*, 6-13.
- Müller, C., Sterzing, T., Lange, J., Milani, T.L. (2010) Comprehensive evaluation of player-surface interaction on artificial soccer turf, *Sports Biomechanics*, 9(3), 193-205.
- Nurse, A.M., Nigg, B.M. (2001) The effect of changes in foot sensation on plantar pressure and muscle activity, *Clinical Biomechanics*, 16(9), 719-727.
- Potthast, W., Niehoff, A., Braunstein, B., Goldmann, J., Heinrich, K., Brüggemann, G.P. (2005) Changes in morphology and function of toe flexor muscles are related to training footwear, *Proceedings 7. Footwear Biomechanics Symposium*, Cleveland, OH, USA.
- Schlee, G., Sterzing, T., Milani, T.L. (2009a) Foot sole skin temperature affects foot sensitivity, *Clinical Neurophysiology*, 120(1), 1548-1551.
- Schlee, G., Milani, T.L., Sterzing, T., Oriwol, D. (2009b) Short-time lower leg ischemia reduces plantar foot sensitivity, *Neuroscience Letters*, 462(3), 286-288.
- Schlee, G., Sterzing, T., Milani, T.L. (2009c) Effects of footwear on plantar foot sensitivity – a study with Formula 1 shoes, *European Journal of Applied Physiology*, 106, 305-309.
- Sterzing, T., Beierle, T., Uttendorfer, M., Hennig, E.M. (2007) Der Fuß als sensorisches Organ, Reizschwellen der Druck- und Vibrationssensorik, In: Freiwald, J., T. Jöllenbeck, N. Olivier: *Prävention und Rehabilitation*, Symposiumsbericht Bad Sassen-dorf 2006, 141-146, Strauß, Köln.
- Sterzing, T., Brauner, T., Milani, T.L. (2009) Laufen: Barfuß vs. Schuh – Kinetische und kinematische Adaptationen der unteren Extremität, Tagung der dvs Sektion Biomechanik, 10-12, Tübingen, Deutschland.
- Sterzing, T., Müller, C., Hennig, E.M., Milani, T.L. (2009) Actual and perceived running performance in soccer shoes: A series of eight studies, *Footwear Science*, 1(1), 5-17.
- Sterzing, T., Müller, C., Milani, T.L. (2010) Traction on artificial turf: Development of a soccer shoe outsole, *Footwear Science*, 2(1), 37-49.
- Zalpour, C. (2002) *Anatomie Physiologie*, Elsevier Urban und Fischer.

Orthopädie

Zeitschrift für Prävention und Rehabilitation

schuhtechnik



eDossier
www.ostechnik.de

Sensomotorik

Teil 2 René-Jacques Bourdiol:
Neurologische Einlagen

Inhalt

INHALT

Die Neuro-Podologie

René-Jacques Bourdiol

ORTHOPÄDIESCHUHECHNIK 10/2000

Neurologische Einlagen

Wolfgang Best

OST-SONDERHEFT PROPRIOZEPTION 2000

Einlagen aus neuer Perspektive

Wolfgang Best

ORTHOPÄDIESCHUHECHNIK 11/2001

Funktionelle Myologie

René-Jacques Bourdiol

ORTHOPÄDIESCHUHECHNIK 7/8/2001

Die Folgen der bevorzugten Lateralität

René-Jacques Bourdiol

ORTHOPÄDIESCHUHECHNIK 10/2001

Die Fußgewölbe

René-Jacques Bourdiol

ORTHOPÄDIESCHUHECHNIK 9/2001

Der gehende Mensch

René-Jacques Bourdiol,

ORTHOPÄDIESCHUHECHNIK 1/2003

Neurologisch und mechanisch

Ute Hohmeier, Wolfgang Best

ORTHOPÄDIESCHUHECHNIK 1/2003

Vermessung der Körperstatik nach Bourdiol

Rainer Ziegler

ORTHOPÄDIESCHUHECHNIK 12/2003

Die Neuro-Podologie

Im Sonderheft Propriozeption haben wir erstmals über sogenannte neurologische Einlagen berichtet. Die Grundlagen für diese Methode, die derzeit in der Orthopädieschuhtechnik intensiv diskutiert wird, legte der französische Neurologe René-Jaques Bourdiol. In diesem Bericht beschreibt er, wie er die „Neuro-Podologie“ entdeckte und welche Prinzipien dafür grundlegend sind.

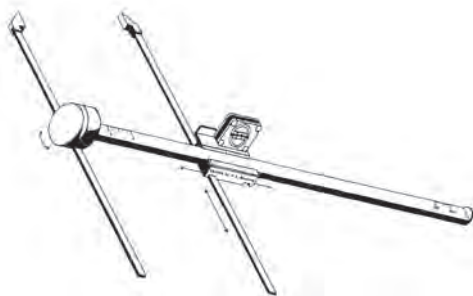
Alles fing an, als ich 1976 in Barrèges in den Pyrenäen Langlauf lernte. Trotz all meiner Bemühungen, in den Spuren meiner Vor-Läufer zu bleiben, scherte ich jedesmal, wenn es abwärts ging, nach rechts aus, worüber ich mich wunderte – und was mich auch ärgerte. Mein Skilehrer untersuchte daraufhin mein Verhalten genauer und stellte fest, dass meine Füße die falsche Stellung hatten: Meine Fersen ragten immer über die Skier hinaus.

Dies war die Erleuchtung: Die falsche Fersenstellung führte zu einer Verkantung. Das Unvermögen, in der richtigen Spur zu bleiben, hing mit dieser Verkantung zusammen. Und die Verkantung brachte wiederum meine Körperstatik durcheinander, verdrehte meinen Rumpf und meine Schultern. blieb ich hingegen mit den Füßen fest auf den Skiern stehen, hörte ich sofort auf, rechts von der Spur abzukommen. Die Stellung der Füße bedingte somit die Haltung der Wirbelsäule und der Schultergürtel.

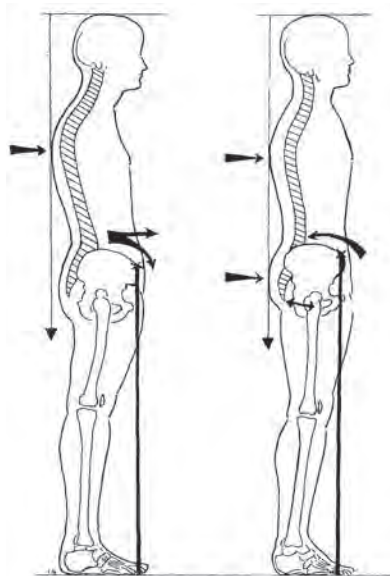
Ich stellte schnell fest, dass jedes, auch noch so geringe Hineinfallen in die Valgus-Stellung des Fersenbeins zu einer internen Rotation des Schienbeinschaftes führte, was eine interne Rotation jedes Gliedes der unteren Extremitäten bedingte, also die Rotation des Oberschenkelkopfes. Die Folge war eine

veränderte Unterstützung der Gelenkpfannen und davon ausgehend eine Verdrehung des Beckens.

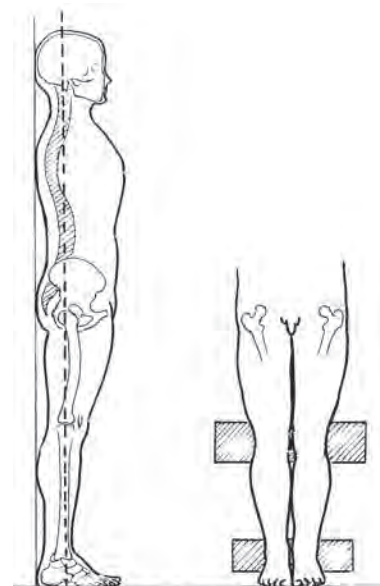
Nun hatte ich schon seit längerem durch genaue anthropometrische Messungen mit einem speziellen Apparat die Verkürzung des unteren Gliedes festgestellt, das nicht zur Aufrichtung bevorzugt wird (Abb.1). Aber diese war offensichtlich, wie es die Messung der unteren Glieder zeigte, die sowohl links als auch rechts immer identisch bei demselben Menschen in liegender Stellung war. In Wirklichkeit kam diese statische Verkürzung immer von dem geringeren Tonus der Muskulatur sowie von deren spezifischen Biodynamismus. Es war mir ein Leichtes, die sofortige Bildung einer schraubenförmigen Verdrehung des Beckens nachzuweisen



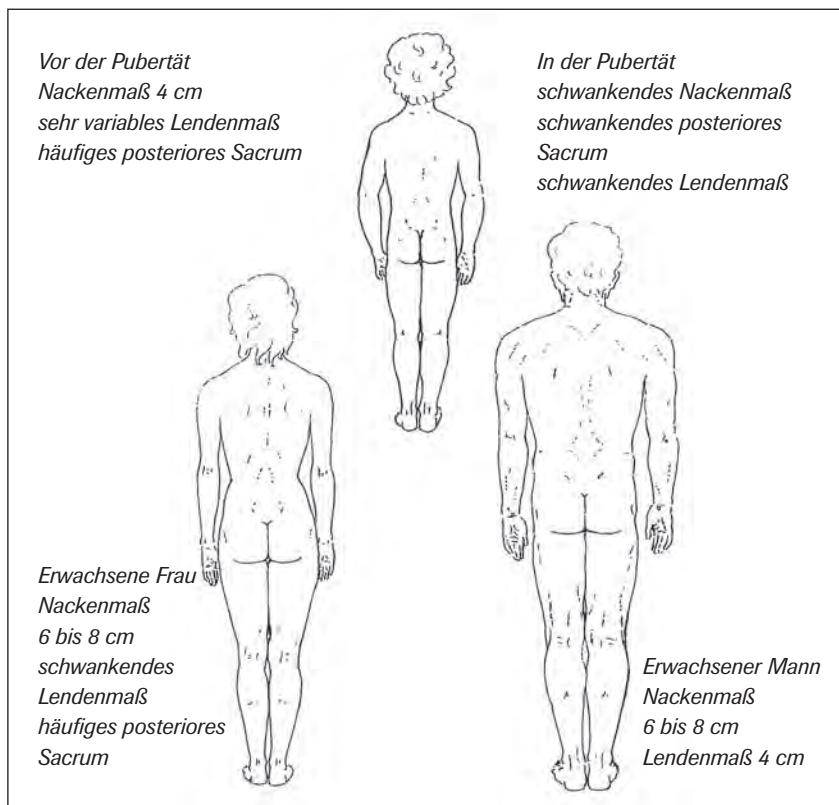
1 Anthropometrischer Zirkel nach Bourdiol
Seine Besonderheit ist der in alle Richtungen drehbare Kopf, der es ermöglicht, verschobene Ebenen auszumessen, was mit den klassischen anthropometrischen Linealen nicht möglich ist. Außerdem ermöglicht das auf beiden Seiten eingravierte Millimetermaß, sowohl einen liegenden als auch einen stehenden Menschen auszumessen.



2 Ausmessen des Beckens
Das äußerste Ende des Lotes wird auf jedem Dammbeinstachel angelegt. Damit wird das Lot vom hervorstehendsten Knochenstück des Beckens auf den Fußrücken gefällt. Somit lassen sich die Beckenrotation sowie sichtbare Längenunterschiede der Beine am stehenden Menschen bestimmen.



3 Der normale, stehende Mensch. Bei ihm liegen Occiput, Scapulum und Sacrum in einer vertikalen Linie.



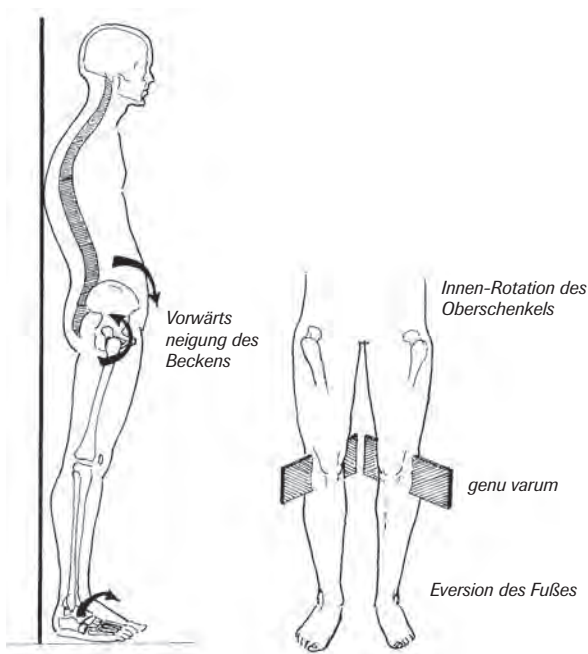
4 Physiologische Lot-Abweichungen.

- einmal durch die Verkürzung der Entfernung zwischen dem Ilio-Sakralgelenk und dem Calcaneus auf der nicht bevorzugten statischen Seite,
- und dann durch das Fällen des Lotes vom Dammbeinstachel auf den Fußrücken (Abb.2).

Diese so aufschlussreiche und leicht durchzuführende Projektion mit der Lotschnur brachte mich dazu, sie an der Wirbelsäule anzuwenden, um die sagittalen Fehlstellungen zu messen. Ich maß bei jedem Patienten durch das Fällen des Lotes die Wirbelsäule ab und stellte sehr schnell fest, dass diese einfache Technik unwiderlegbare Diagnosen über Verformungen ermöglichte, auf die bis dahin noch nie verwiesen wurde, wenn sie nicht vollkommen unbekannt waren.

Das Vermessen der Wirbelsäule

Die Technik ist einfach: Sie besteht darin, langsam die Lotschnur dem Rücken zu nähern, bis sie irgendeinen Punkt der Wirbelsäule berührt. Durch diese einfache Untersuchung können drei



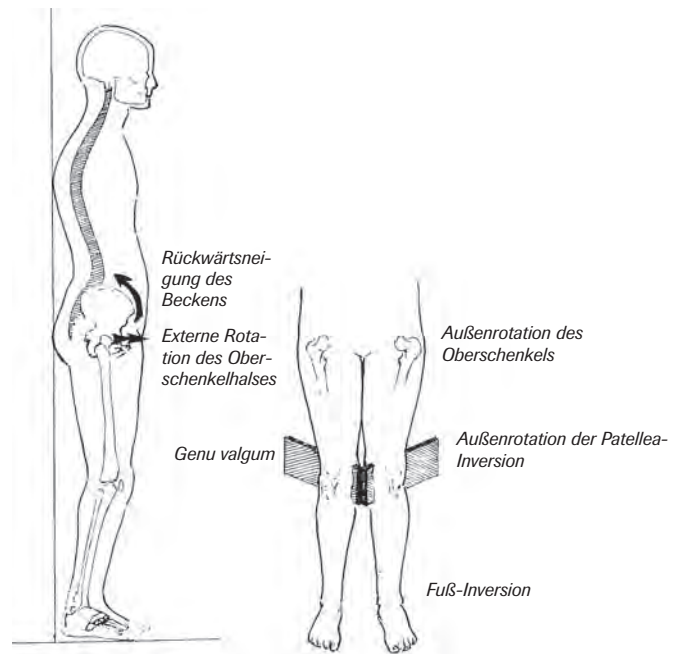
5 Der involutive Biotyp

Der involutive Typ zeichnet sich durch den charakteristischen posterioren Scapulum aus. Dieser ist jedoch beim noch nicht pubertären Jugendlichen physiologisch. Die Nackenmaße und vor allem die Lendenmaße verhalten sich analog zum Syndrom. Maßnahme: innerer Fersenbein-Keil.



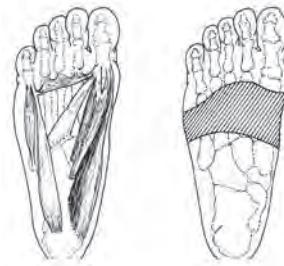
6 Der innere Fersenbein-Keil

Er korrigiert involutive Syndrome. Er darf nicht dicker als 3 Millimeter sein und wird in Höhe des Abduktors des großen Zehens platziert. Der posteriore Scapulum verbessert sich sofort.



7 Der reactogene Biotyp

Ausdruck eines tieferliegenden neurologischen Syndroms. Bei ihm fehlt die Reaktion der hemmenden Interneuronen des Rückenmarkes, die sich am neuro-ligamentären-Kreislauf befinden. Daraus erfolgt eine Kontraktion aller statischen Muskeln. Scapulum und Sacrum befinden sich einer vertikalen Linie und sind durch eine Hyperlordose getrennt. Korrektur durch einen retrokapitalen Keil.



9 Der retrokapitale Keil

Korrigierende Maßnahme des reactogenen Syndroms, nie dicker als 3 Millimeter. Der Keil muss auf Höhe der inter-metatarsalen Ligamente liegen, an der Stelle der aktivierbaren Sehnenelemente. Seine Wirksamkeit liegt in der Verbesserung der Hyperlordose.

große Gruppen sagittaler Fehlstellungen definiert werden:

1. Beim gesunden Erwachsenen berührt die Lotschnur leicht den hinteren Teil des Schädels (ich nenne es einfach halber „Hinterkopf“, Occiput, was eigentlich dem Opisthocranium der Anthropologen entspricht), die Linie des Bereichs der Wirbelsäule in Höhe des Schulterblattes (das ich Scapulum nenne) und die Linie des Kreuzbeines (die ich Sacrum nenne). Daraus folgt, dass bei einem normalen Erwachsenen die Anordnung seines Hinterkopfes, seines Scapulus und seines Sacrums in einer Linie ist (Abb. 3+4).
2. Bei einem kranken Erwachsenen entspricht die asthenische Haltung einem „posterioren Scapulum“, da die Lotschnur im Rücken sowohl vom Hinterkopf als auch vom Sacrum abweicht. Die Entwicklung dieser Asthenie lässt sich an den Veränderungen des hinteren Scapulum verfolgen.
3. Beim Heranwachsenden hingegen lässt sich die Stellung nie mit der ei-

nes Erwachsenen vergleichen. Selbst ohne jeglichen körperlichen Fehler oder eine Pathologie findet man bei ihm immer ein mehr oder weniger schwankendes posteriores Scapulum. Es besteht also ein klarer Unterschied zwischen dem Heranwachsenden und dem Haltungstyp, der er einmal sein wird.

Weitere Messungen vervollständigen die Analyse. Bei sehr vielen Menschen, und zwar jeden Alters, konnte man eine davon abweichende Wirbelsäulenhaltung feststellen, nämlich das gleichzei-

tige Auftreten einer ausgeprägten Hyperlordose mit einer großen Abweichung im Lendelwirbelbereich, aber mit einem Scapulum und einem Sacrum, die auf einer vertikalen Linie liegen, wobei der Hinterkopf jedoch immer vor dieser Linie (Abb. 7+8) liegt. Ich stellte schnell fest, dass jeder Patient mit neurologischen Erkrankungen dieselbe Fehlstellung aufweist. Und dass sich die Messergebnisse mit der Lotschnur analog zur Entwicklung des neurologischen Syndroms verhalten.

Ich verstand, dass ich dadurch zwei neurologische Muster nachgewiesen hatte:

- einmal eine Nervenrezession mit geringerem Muskeltonus. Ich nannte diesen Vorgang „involutives Syndrom“, das ich zuerst auf eine krankhafte Parasympathicotonie zurückführte, gemäß den klassischen Gesetzen der sympathischen Innervation der propriozeptiven Sensoren.
- die zweite Variante: die Hyperreaktivität, die ich „reactogenes Syndrom“ nannte. Ich stellte sehr schnell fest, dass es primär (und in diesem Fall eine schwere und fortschreitende neurologische Krankheit bedeutete) oder sekundär (und in diesem Fall einen involutiven Zustand korrigierte) sein konnte. Die sympathische Theorie reichte zur Erklärung dieses Phänomens nicht mehr aus. Ich vermutete deshalb, dass das zentrale Retikularsystem eine Rolle spielte.

Diese Feststellungen der Verformung wurden durch Sezierergebnisse ergänzt. Es ermöglichte uns, – vor allem im Detail jede Zusammensetzung von Muskeln und ihre spezifische Innervati-

on zu untersuchen und, davon ausgehend, – die aufsteigende Anordnung der komplementären, nach den verschiedenen somatischen Segmenten alternierenden Muskelbündel zu präzisieren – und zwar immer vom Fuß aus betrachtet. Ich bezeichnete sie je nach Ausbildung der Fußsohlen und -rücken als „Streckkette“ (Fußrücken) und als „Beugekette“ (Fußsohle) (Abb. 9). Es zeigte sich eine subkortikale motorische Anordnung, die ich dem Retikularsystem als neurologisches Element zuordnete, das die zerebellare Ausbildung, die grauen Zentralkerne (noyaux gris centraux) und die mesencephalen Zellkerne (noyaux mésencephalomé- tencephaliques) verband (Abb. 10 + 11).

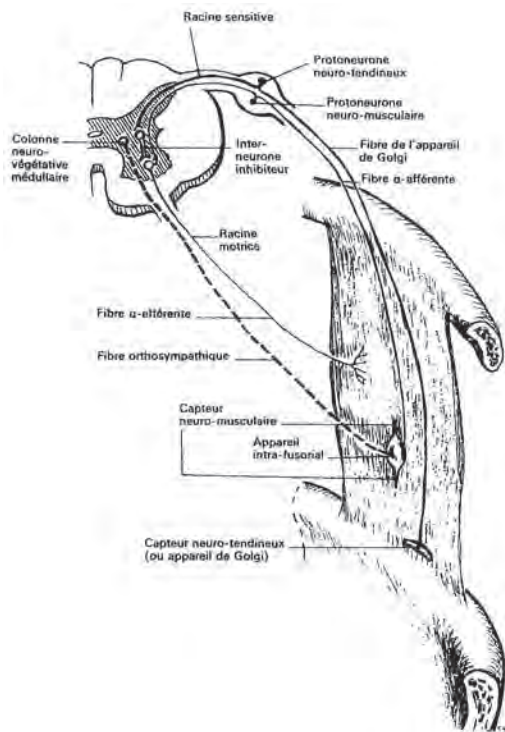
Das Vorherrschen dieses anatomischen Elements wurde durch die Feststellung bestätigt, dass all diese Wirbelsäulenverformungen durch das Tragen von besonderen neurologischen Einlagen korrigiert wurden:

- Halbsohlen, die die Lisfranc-Gelenklinie nie überragen, wobei die Bänder der Fußsohle das hemmende Rezeptakulum der Neuro-Sehnen-Rezeptoren bilden müssen, die bei den reaktogenen Syndromen eine Rolle spielen.
- harte, aber nicht sehr starke (nicht stärker als 3 Millimeter) Elemente aus Kork, damit auf nur neurologischem Weg die verschiedenen Muskelformationen über die Fußsohle stimuliert werden, die den involutiven Morphotyp (morphotype involutif), entwickeln können.

9 Unsere zwei aufsteigenden alternierenden Muskelketten/Bündel
Sie tragen den Namen ihres Ausgangspunktes am Fuß. Es gehören der Reihe nach aufgezählt dazu:

- Von der Beugekette, Fußsohlenmuskel, Trizeps surae, Quadrizeps, Glutei, Rectum abdominis, semispinalis capitis, rectus superior
- Von der Streckkette, die äußeren Muskeln des Beines, Ischias, Iliopsoas, seitliche abdominale Muskel, M. scalenus ant./post./med., rectus inferior.

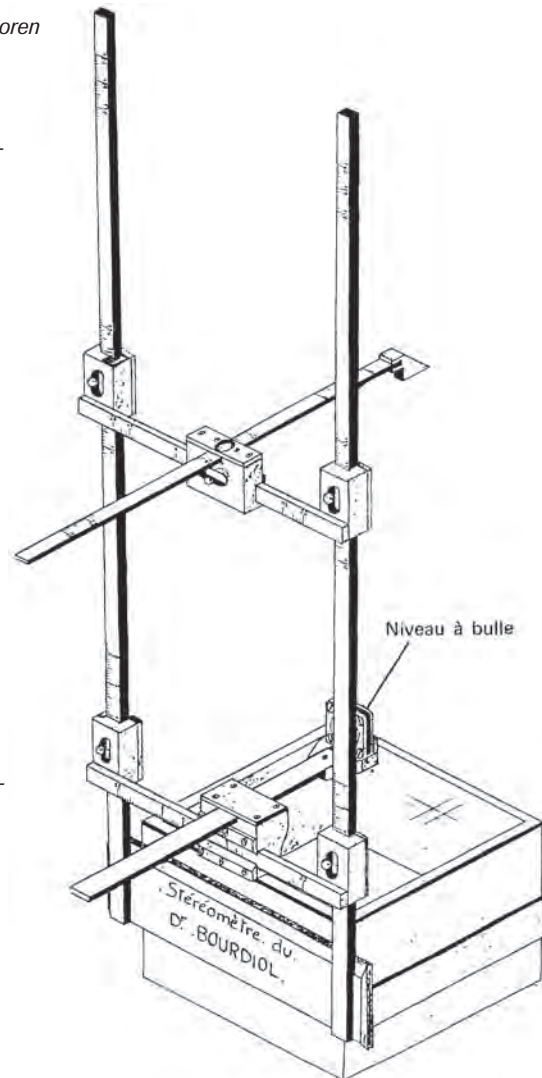




10 Die propriozeptiven Sensoren
Die Neuro-Sehnen- und Bänderwege besitzen ein hemmendes Muskel-Interneuron, das einen Ausriss der Sehnen- oder Bänderinsertion verhindern kann, indem es eine Muskeldekontraktion bewirkt.



11 Physiologische Fußabdrücke.



12 Das auf dem Podobaroskop von Bortolin montierte Stereometer nach Bourdiol.

Podobaroskop und Stereometer

Zwei Apparate halfen mir bei meiner Forschung weiter: Das Podobaroskop von Bortolin und mein Stereometer (Abb. 12).

Erfinder des Podobaroskops ist mein engster Mitarbeiter, Dr. Guiseppe Bortolin. Es handelt sich dabei um ein Podoskop, das nicht mehr mit einer direkten Beleuchtung wie alle klassischen Podoskope ausgestattet ist, sondern mit einer Beleuchtung durch Illumination der Hautschichten über die transparente Platte selbst. Dies ermöglicht eine bessere Beurteilung der verschiedenen Anomalien in der Abstützung.

– Der atonische Fuß (und nicht platte Fuß) des Babys, bei dem die Nichtvollendung des Ischias-Nerves nicht die Beuge-Antwort auf die Fußsohlenstimulierung ermöglicht: hier ist der falsche Babinski des Säuglings).

– Die physiologische Valgus-Stellung des Fersenbeins bei Heranwachsenden, die ihre Körperstatik im Erwachsenenalter herausbilden.

– Alle Fußverformungen, die sowohl pathologisch sind als auch durch das Tragen von falschem Schuhwerk (falscher Hohlfuß bei Frauen, die zu hohe Absätze tragen) entstehen.

Mein Stereometer ermöglicht es, die physiologischen somatischen Schwankungen und ihre pathologischen Auswüchse besser zu erfassen. So können wir sehr genau die Entwicklung der verschiedenen Wirbelsäulenverformungen feststellen und mitverfolgen. Möglich macht dies der vertikale Metallrahmen, der mit einem System von Millimeter-Linealen ausgestattet ist, die beim stehenden Menschen alle möglichen somatischen und anthropologischen Reliefs

zu erkennen ermöglichen. Durch die genaue Lage einerseits der Schulterhöhe (acromions) und andererseits des Darmbein-Dorns oder des Petit-Dreiecks können wir so die verschiedenen Ausprägungen der schraubenförmigen Verdrehungen des Beckengürtels untersuchen. Dadurch konnten wir die Entstehung von Skoliosen vergegenständlichen, um sie dann besser behandeln zu können.]

● ● Anschrift des Verfassers:

Dr. René-Jaques Bourdiol
39 rue de Fourqueux
BP 5234
78175 Saint-Germain-en-Laye
Frankreich

Neurologische Einlagen

Ein Neurologe legte die theoretische Grundlage für ein Einlagenkonzept, das von Jean-Claude Heili aus Straßburg für die praktische Versorgung adaptiert und in den letzten Jahrzehnten weiterentwickelt wurde.

„Mit kleinen Elementen machen wir einen Effekt auf den Körper“. So beschreibt Jean-Claude Heili, Podo-Orthésiste aus Straßburg, seine Art der Einlagenversorgung. Das Fundament für seine Arbeit legte der französische Neurologe Jean-René Bourdiol, der sich mit dem Zusammenhang zwischen gezielter Stimulation am Fuß und der Körperstatik aus neurologischer Sicht befasste. Zwei Bücher hat er darüber geschrieben: „Pied et Statique“ und „Podo-Reflexo-Sinesiologie“. Jean-Claude Heili, der bei seinem Vater noch das Schuhmacherhandwerk erlernt hat-

te und sich in berufsbegleitenden Kursen zum Podo-Orthésisten qualifizierte, kam Anfang der achtziger Jahre in Kontakt mit Bourdiol und seinen Ideen. In der Folgezeit besuchte er mehrere Kurse des Neurologieprofessors, in denen dieser seine Theorie der Einlagenversorgung lehrte.

Es dreht sich alles um Entspannung und Stimulation der Muskulatur, sagt Heili. Nach diesen Prinzipien funktioniert alles. „Das Ziel ist, statische Störungen zu beseitigen, die für sehr unterschiedliche Schmerzen von Kopf bis Fuß verantwortlich sind. Dazu werden die Ursachen wie zum Beispiel ständige Muskelversteifungen oder eine Erschlaffung der Muskulatur bekämpft.“ Verspannte Menschen sollen über die Ansprache der Rezeptoren des Golgi-Sehnenapparates gelockert werden. Hypotone Menschen sollen über die Rezeptoren des Gamma-Muskelapparates (Gammaschleife) stimuliert werden. Der Körper müsse dazu die richtigen Informationen erhalten, die über die Einlagen vermittelt werden. Auf diese Weise soll über die Fußsohle Einfluss auf den gesamten Haltungsapparat genommen werden. Die Auswahl dieser Einlagen erfolgt, nachdem Heili die Statik des Patienten genau untersucht hat.

Probleme der Körperstatik, so Heili, schlagen sich immer auch in der Muskulatur nieder. Deshalb müsse man jeden Muskel im Körper kennen und vor allem wissen, wie die Muskelketten und die Nerven im Körper verlaufen. Und man müsse natürlich wissen, was passiert, wenn man bestimmte Rezeptoren stimuliert. So könne man zum Beispiel durch einen Keil im Quergewölbe eine Anteversion des Beckens erreichen und durch einen Keil am inneren Calcaneus eine Retroversion. Die Muskulatur verrichte dabei die ganze Arbeit.

Der Tonus der Muskulatur ist für ihn deshalb bei der Erfolgskontrolle von entscheidender Bedeutung. So orientiert sich Heili beim Ausgleich von Beinlängendifferenzen nicht an der Höhe des Beckenkammes, sondern an der Ent- oder Verspannung der betreffenden Muskulatur.

Da Heili versucht, mit seinen Einla-

gen auf den gesamten Haltungsapparat zu wirken, setzt er die Einlagen nicht nur bei Fußbeschwerden, sondern auch bei Rücken- oder Hüftbeschwerden ein. In diesen Fällen rät er den Patienten aber gleichzeitig zur Physiotherapie beziehungsweise zum Ausgleichssport.

Wichtig, so Heili, ist für diese Art der Versorgung ein breites Wissen um den menschlichen Körper, die Muskelketten, die Nervenbahnen und die Rezeptoren, viel Erfahrung und Geduld sowie die Bereitschaft, sich intensiv mit seinen Patienten auseinander zu setzen.

Warum „neurologisch“?

Wie erklärt sich die neurologische Wirkung dieser Einlagen? Jean-Claude Heili beschreibt dies folgendermaßen: „Die Dehnungsrezeptoren der Muskeln und Sehnenwindungen macht man sich mit Hilfe des Eigenreflexes zu Nutze. Der Dehnungsrezeptor der Muskelspindel befindet sich parallel zu den Myofibrillen. Jede Dehnung erzeugt eine Erregung, die über die hintere Wurzel ins Rückenmark gelangt und den motorischen Nervenzellen im Vorderhorn des Rückenmarks mitgeteilt wird. Nun bildet sich der Eigenreflex, der auf die Dehnung des Muskels mit einer Kontraktion antwortet. Diese Aktivierung findet jedoch erst ab einer bestimmten Reizschwelle statt.“

Um dieses System zu kontrollieren, gibt es einen Inhibitionsmechanismus, der einen Sehnenabriss verhindert. Es sind die Golgi-Mazzonischen Körperchen, die sich an den Sehnen-Ansatzstellen befinden. Die Erregung dieser Dehnungsrezeptoren gelangt ebenfalls zum Motoneuron in die Rückenmarks-Vordersäule. Zurücklaufende Kollateralfasern erregen das Renshaw-Zwischenneuron, das seinerseits die motorischen Zellen hemmt und deren Impulsabgabe hemmt, die sogenannte Renshaw-Hemmung“.

Untersuchung und Versorgung

Wenn man mit Fußproblemen zu Jean-Claude Heili kommt, ist man vielleicht überrascht, dass er den Füßen nicht den größten Teil seiner Aufmerksamkeit schenkt. Die Körperstatik ist für ihn ein



1 Das Vermessen der Wirbelsäule liefert Anhaltspunkte für die Versorgung und dient zur Kontrolle des Therapieerfolgs.

entscheidender Gradmesser für seine Versorgung. Er stellt sich hinter seinen Patienten und fällt das Lot entlang der Wirbelsäule. Die Brustwirbelsäule ist für ihn dabei der Bezugspunkt. Er misst, um wie viele Zentimeter Halswirbelsäule, Lendenwirbelsäule und Steißbein davon abweichen.

Brustwirbelsäule und Steißbein müssen in einer Linie liegen, die Halswirbelsäule darf bei Erwachsenen 6 – 7 Zentimeter von dieser Linie abweichen, die Lendenwirbelsäule 4 Zentimeter. Zur Untersuchung gehört auch die Kontrolle der Muskel(ver-)spannung in der Schulter und im Rücken. Alle Beschwerden des Patienten werden notiert und bei der Kontrolle der Versorgung wieder abgefragt.

Natürlich wird auch der Fuß auf Formveränderungen und Statikstörungen untersucht. Auch der Blauabdruck gehört dazu. Er dient bei der Herstellung der Einlagen als Maßblatt für die passgenaue Positionierung der Korrekturteile. Der Blauabdruck gibt zwar auch Auskunft über die Belastung des Fußes, für die Gestaltung der Einlage ist er aber von untergeordneter Bedeutung.

Die Einlage entsteht, indem Heili Korrekturteile am Fuß unterlegt und anschließend ihren Effekt auf die Körperstatik und die Muskulatur überprüft. An fünf Fußregionen setzt Heili mit seinen Elementen an, die aus ca. 2-3 Millimeter starkem Kork gefertigt sind: An den Sehnenrezeptoren hinter den Mittelfußköpfchen, am Calcaneus, lateral und medial, sowie retrokapital lateral und medial. Durch Ausprobieren nähert er sich der idealen Versorgung an. Die Position der Korrekturteile wird festgehalten und auf den Blauabdruck übertragen. Stärke und Platzierung der Elemente muss millimetergenau stimmen.

Die Einlage selbst ist nicht schwer herzustellen, meint Heili. Die wichtigste Arbeit finde im Kopf statt. Das fertige Produkt – Heili nennt sie neurologische Plantarorthese – sieht auf den ersten Blick aus wie eine Einlegesohle. Erst bei näherem Betrachten entdeckt man die eingearbeiteten Korrekturteile. Die Erhöhungen dürfen auch nicht zu stark sein, maximal 3 Millimeter. „Das sind keine mechanischen Einlagen“, sagt Heili. Wenn der Keil zu dick ist, registrierte der Körper die Botschaft nicht.

Ob die Korrektur funktioniert, wird nicht nur an der Wirbelsäule oder an der

Muskulatur kontrolliert. Ein so genannter kinesiologischer Test gibt Heili Aufschluss darüber, ob der Energiefluss im Körper stimmt. Der Patient streckt den Arm aus und Heili drückt von oben dagegen. Dieser Test wird einmal ohne und einmal mit simulierter Versorgung gemacht. Das Ziel ist, dass der Widerstand gegen den Druck auf den Arm mit Versorgung signifikant größer ist als ohne Versorgung. Kann der Patient dem Druck kaum Widerstand leisten und sein Arm lässt sich leicht nach unten drücken, müssen die Korrekturteile verändert oder anders platziert werden.

Nachkontrolle gehört zur Versorgung

Nach Auslieferung der Einlagen müssen diese ständig in fußgerechtem Schuhwerk getragen werden. Nach fünf Wochen erfolgt eine Kontrolle der Versorgung. Danach sollen sich die Patienten alle vier Monate wieder bei ihm einfin-

den. Die Wirkung der Stimulation bleibt auch nach längerer Tragezeit erhalten, sagt Heili. Doch wenn sich die muskuläre Situation des Patienten verändere, müsse man die Einlage entsprechend anpassen.

Diese Art der Einlagenversorgung wird bislang an keiner Institution gelehrt. Jean-René Bourdiol hat sich inzwischen anderen Forschungen zugewandt und hält keine Lehrgänge mehr über seine Methode mehr ab. Jean-Claude Heili und andere Schüler Bourdiols geben ihr Wissen in Kursen weiter.

Es ist in Frankreich eine kleine Gruppe, die diese Art der Einlagenversorgung praktiziert. Heili schätzt die Zahl auf etwa 100. Er verschweigt auch nicht, dass die Ärzte in Frankreich seiner Methode zum Teil sehr kritisch gegenüber stehen, meist, wie er bedauert, ohne sie genau zu kennen. Er selbst arbeitet inzwischen mit 15 Ärzten fest zusammen. **J** be



2 Korrekturteile, die zur Simulation der Versorgung unter den Fuß gelegt werden.



3 Maximal 3 mm hoch sind die Teile, die in die Einlage eingearbeitet werden.

Einlagen aus neuer Perspektive

Flache Korkteile, maximal 3 Millimeter hoch, im Vorfuß vor den Metatarsalköpfchen und im Rückfuß medial oder lateral angebracht. Und damit soll man, ganz ohne mechanische Abstützung des Fußes, die Körperhaltung beeinflussen können? Vielleicht ist dieses bisweilen ungläubige Staunen der Grund, warum die Methode der neurologischen Einlagenversorgung hierzulande auf so großes Interesse stößt. Das von dieser Fachzeitschrift veranstaltete Seminar am 13. und 14. Oktober in Achern bei der Firma Stinova war jedenfalls innerhalb kürzester Zeit ausgebucht.

Angeregt durch unser Beiratsmitglied Dr. Hartmut Stinus hatten wir den geistigen Vater der neurologischen Einlagen, den französischen Neurologen Dr. René-Jaques Bourdiol, eingeladen, seine Technik vorzustellen. Gemeinsam mit seinem Schüler der ersten Stunde, dem italienischen Chirurgen Dr. Guiseppe Bortolin, führte er die knapp 30 Seminarteilnehmer in die neurologischen Grundlagen ein, erläuterte ihnen seine Auffassung von der Konstruktion des Fußes und zeigte in der Praxis, wie man den Körper vermisst, um seine Einlagen anpassen zu können.

Engagiert und leidenschaftlich vermittelte Bourdiol seine Erkenntnisse und seine Methode – ausschließlich in Französisch. Dies bedeutete Schwerstarbeit für unsere Dolmetscherin Annette Dürr, die ihre Aufgabe aber trotz vieler medizinischer Fachbegriffe mit Bravour bewältigte.



1 Dr. Bourdiol bei der Demonstration manueller Untersuchungs- und Therapietechniken am Fuß.

Um es vorweg zu nehmen: Manchen Seminarteilnehmern rauchte ganz schön der Kopf – vor allem jenen, die zum ersten Mal mit der Sensomotorik in Berührung kamen. Sie wurden mit ungewohnten Vorstellungen über den Fuß und seine Bedeutung für die Körperhaltung konfrontiert. Wie geht das mit dem Reflexbogen? Wie funktioniert die Aufrichtung des Körpers durch gezielte Stimulation oder Hemmung bestimmter Muskelketten? Ein Semester Neurophysiologie, komprimiert auf einen Vormittag war nicht einfach zu verdauen.

Die Mienen hellten sich jedoch auf, als es in vertrautere Gefilde ging und Dr. Bourdiol anhand anatomischer Schnitte zeigte, wo sich die verschiedenen Rezeptoren am Fuß befinden.

Als für das Verständnis sehr hilfreich erwies sich eine anschauliche Diaserie, in der am Leichenpräparat die Fußsohle Schicht für Schicht an jenen Stellen abgetragen wurde, an denen die sensomotorisch wirkenden Korkelemente platziert werden. So wurde deutlich, auf welche anatomischen Strukturen am Fuß – Muskelbäuche und Sehnenansätze – diese Elemente wirken.

Den Brückenschlag zur praktischen Anwendung vollzog Dr. Guiseppe Bortolin, der heute Bourdiols Arbeit weiterführt, zum Ende des ersten Seminartages. Er erläuterte zunächst, warum die Wirbelsäule des Patienten für die Therapie entscheidend ist. An ihr wird mit einem Lot gemessen, ob sich ihre Form durch den Einsatz der Korkelemente dem physiologischen Idealzustand annähert. Wie und wo man unterlegt, demonstrierte Dr. Bortolin an Seminarteilnehmer OSM Helmut Diring, der sich freundlicherweise als Versuchsperson zur Verfügung stellte. Dabei wurde deutlich, dass man nicht eindeutig im Voraus sagen kann, wo die Elemente platziert werden müssen und man sich der optimalen Versorgung durch Probieren annähert. Leider kamen in diesem Teil



2 Vom Ausstellungsraum zum Seminarraum – Stinova hatte optimale Voraussetzungen für das Seminar geschaffen. Dr. Hartmut Stinus vermittelte als Moderator zwischen Neurophysiologie und der Praxis der Orthopädiesschuhtechnik.



3 Dr. René-Jaques Bourdiol zeigt die Messtechnik mit seinem anthropometrischen Zirkel.

die praktischen Übungen im Lotfällen für die Teilnehmer zu kurz. Dr. Bortolin versuchte das auszugleichen, indem er am folgenden Tag nochmals darauf einging.

Der zweite Seminartag stand im Zeichen der anthropologischen Messungen und der praktischen Einlagenherstellung. Dr. Bourdiol demonstrierte den von ihm entwickelten anthropometrischen Zirkel, mit dem er unter anderem Beinlängedifferenzen vermisst. Dr. Bortolin zeigte auf Wunsch der Teilnehmer, wie man vom Unterlegen der Korrekturteile über einen Blauabdruck zur fertigen Einlage kommt.

Zwei Tage sind wenig Zeit für ein komplexes Thema wie die Neurologie. Dennoch war die Resonanz der Teilnehmer überwiegend sehr positiv, hatten sie doch an diesem Wochenende erfahren, dass sie ihre Arbeit auch aus einem völlig anderen Blickwinkel betrachten können.

Vielleicht fragte sich der eine oder andere auch, habe ich bislang alles falsch gemacht? Dem ist sicher nicht so, meinte Dr. Hartmut Stinus in seinem Schlusswort zum Seminar. Der Facharzt für Orthopädie und ausgebildete Orthopädiesschuhmacher hatte schon während des Seminars immer wieder den Bezug



4 Dr. Guiseppe Bortolin erläutert die Messpunkte an der Wirbelsäule.



5 Flavio Forner, Konstrukteur des Stereometers, bei der Messung.

zum Handwerk hergestellt und spannte zum Schluss den Bogen von der Neurophysiologie zur Orthopädieschuhtechnik. „Es wäre sicher falsch, alles über den Haufen zu werfen, was sie bisher gemacht haben“, sagte er den Teilnehmern. Schließlich zeige man in Deutschland seit über 50 Jahren dass man mit Einlagen Erfolge erzielt; es gebe viele Studien, die dies nachweisen. Die Neurophysiologie sei ein neuer Weg und ein

neuer Ansatz zu erklären, wie Einlagen wirken können. Früher habe man die Einlagen rein mechanistisch gesehen. An diesem Wochenende hätten die Teilnehmer erfahren, dass Einlagen auch neurophysiologisch wirken und Einfluss auf höhere Strukturen haben können. Diese Denkweise sei in der Orthopädieschuhtechnik neu, doch es sei an der Zeit, dass man sich damit beschäftigt.



6 Zum Abschluss des Seminars demonstrierte Dr. Bortolin, wie man die Positionierung der neurologisch wirkenden Elemente auf den Blauabdruck und später auf die Einlage überträgt.

„Gehen Sie kritisch an ihre Arbeit heran“, gab er den Teilnehmern mit auf den Weg. Sie sollten sich fragen, was sie verbessern können und wie sie das am Wochenende Gelernte in ihre Arbeit einbauen können. Jeder müsse für sich einen Weg finden, wie man mit verschiedenen Instrumenten den Fuß optimal versorgen kann. **I** *be*

Aufgrund der großen Nachfrage wird das Seminar am 2./3. März 2002 wiederholt. Anmeldung und weitere Informationen beim Verlag.

Funktionelle Myologie

René-Jaques Bourdiol: Im ersten Teil der Serie zur neurologischen Einlagenversorgung werden die Funktion der Muskeln und der Rezeptoren sowie die verschiedenen Fußformen erläutert.

Die Neuro-Anatomie und die Physiologie ermöglichen es, die somatischen Muskeln in drei große Struktur-, Innervations- und Stoffwechselgruppen einzuteilen: in kinetische Muskeln, Gefühlsmuskeln und statische Muskeln (Abb. 1).

A. Kinetische Muskeln

Die kinetischen Muskeln führen somatische Bewegungen aus. Wir bezeichnen dennoch nur die Muskelgruppen so, welche willentlich und bewusst in Aktion gesetzt werden. Diese Muskeln hängen vom pyramidalen, kortikalen System oder von jeder anderen zerebralen Struktur ab, die mit der Ausführung einer bewussten und willentlichen Bewegung verbunden ist, wie zum Beispiel die subkortikalen, parapyramidalen oder zerebellaren, antagonistisch wirkenden oder synergetischen Formationen, die bei der richtigen und harmonischen Bewegung mitwirken.

Diese Muskeln funktionieren aerob und besitzen eine bemerkenswerte Biodynamik. Die Produktion von Milchsäure macht sie ermüdbar (Krämpfe).

B. Mimische Muskeln

Sie drücken unsere Empfindungen aus und zeichnen sich durch anatomische und funktionelle Besonderheiten aus.

Sie sitzen oft an peripherer Stelle (Hände, Füße, Kopf), ihr herausstechendstes Merkmal ist, dass sie höchstens eine Knocheninsertion besitzen (einige wie der Herzmuskel oder einige Stammritzenmuskeln haben überhaupt keine). Die andere Insertion betrifft die Haut (Mimikmuskeln), Sehnen, Knorpel (Larynx), sogar Fasern (fascia penis).

Ihre Innervation wird ausschließlich vom Rhinencephalon gesteuert (spezifisch aus dem gyrus cinguli). Dies macht ihre Physiologie bemerkenswert:

Die Gefühlsmuskeln werden nämlich – einerseits unwillentlich und mehr oder weniger bewusst bewegt; – andererseits sind sie nicht ermüdbar: Krämpfe und Ticks zeigen dies sehr deutlich.

C. Statische Muskeln

Wir bezeichnen so die Muskelgruppen, die rein reflexartig und mehr oder weniger bewusst funktionieren. Sie sollen der Schwerkraft entgegenwirken.

Obwohl es Muskeln gibt, die nur dieser alleinigen Definition entsprechen (so der Quadratus lumborum oder der Semitendinosus), können die meisten kinetischen Muskeln in diese Kategorie eingeordnet werden. Ihre Funktionsweise ist in diesem Fall rein reflexmäßig und einer vertebralen, retikulären (und nicht mehr einer zerebralen) Regulierung unterworfen. Ihre Physiologie hängt von medularen neurologischen Kreisläufen ab, unter der Leitung von mechanischen (muskulären und tendinösen) Rezeptoren (Abb. 2).

In der Orthostatik sind diese mechanischen Rezeptoren, ausgehend von der

Fußsohle als Basis, überlagert von verschiedenen Myotomen, deren Aktivität abhängig ist von der auf sie einwirkenden Schwerkraft. Sie bedingen selbstunterhaltende Schwingungskreise. Da sie anaerob funktionieren, sind sie fast unermüdbar. Diese werden wir in der Neuropodologie untersuchen.

Die Mechanorezeptoren

Diese induktiven Elemente der statischen, gegen die Schwerkraft wirkenden Physiologie teilen sich in zwei verschiedene, aber physiologisch komplementäre Gruppen: die neuro-muskulären Sensoren und die neuro-tendinösen Sensoren.

A. Die neuro-muskulären Sensoren (Abb. 2)

Hierbei handelt es sich spezialisierte Myofibrillen. Aus didaktischen Gründen stellen wir sie in Form einer Spindel dar, in deren Inneren ein intrafusorischer Apparat sitzt, der die Muskelspannung in Abhängigkeit der propriozeptiven „Stimmung“ regulieren kann. Bei jedem aktiven oder passiven Strecken der Muskelmasse gibt es einen Zug, der das neuro-muskuläre intrafusale Motoneuron aktiviert, dessen Enddendriten mit den Gamma-Motoneuronen des medularen Vorderhorns verbunden sind. Daraus folgt eine neue Muskelkontraktion, die den mechanischen Effekt der Dehnung aufhebt.

Durch diesen Servomechanismus kann nach jeder zufälligen oder gewollten Dehnung ein gleichbleibender Muskeltonus aufrecht erhalten werden. Dieser intrafusorische Apparat besitzt eine spezifische Innervation. Sie ist typisch orthosympathisch und hängt allein vom medularen retikulären System ab. Nach den quantitativen Variationen dieser langen aspezifischen medularen Säule bilden sich zum Beispiel die muskulären Modifikationen bei einem Menschen in liegender Stellung:

- im physiologischen Zustand in Phasen des langen Schlafes und des paradoxen Schlafes.
- und vor allem in der Pathologie, wie es im Extremfall die Kontrakturen der tetanischen Zuckungen und umgekehrt,

Die Versorgung mit sogenannten „neurologischen“ Einlagen stößt in der Orthopädieschuhtechnik auf immer größeres Interesse. Der geistige Vater dieser Versorgungstechnik ist der französische Neurologe Dr. René-Jaques Bourdiol. In einer dreiteiligen Artikelserie erklärt er die physiologischen Grundlagen dieser Versorgungs-

technik und zeigt, wie man mit gezielten Reizen an der Fußsohle Muskeltonus und Körperstatik beeinflussen kann. In einem Seminar am 13./14. Oktober 2001 in Achern wird Dr. Bourdiol persönlich seine Methode vorstellen. Nähere Informationen hierzu finden Sie auf Seite 57.

die Hypotonie und die Areflexie der Tabiker (Schwindsüchtige) sind.

B. Die neuro-tendinösen Sensoren

Die neuro-tendinösen Sensoren, auch „Golgi-Apparat“ genannt, sitzen in der Knochenhaut eines Gelenks, im rechten Winkel zur Insertion der Sehnenfasern. Aber sie bilden auch die autonome Innervation der Bänderinsertionen. Die Stimulierung dieser neuro-tendinösen Sensoren, welche die Aufgabe hat, jede Belastung aufzuheben, die diese Insertionen schädigen oder wegreißen könnte, setzt ein neuro-tendinöses Motoneuronen in Aktion, das über das Periostr mit einem hemmenden Interneuron verbunden ist. Seine Aktivierung entscheidet über die Inhibition der motorischen Endplatte, also über die Muskeldekontraktion. Hier handelt es sich um ein System des Gelenkschutzes.

C. Statisches, gegensätzlich wirkendes Muskelspiel

Physiologisch

Das gegen die Schwerkraft gerichtete Verhalten der Muskulatur und der Gelenke eines stehenden oder liegenden Menschen hängt von der Balance zwischen den beiden Arten der mechanischen Rezeptoren ab. Es handelt sich sowohl um ein System der Gestenharmonisierung als auch, wie bereits gesagt, um einen Gelenkschutz. Diesen Effekt des Eingangsetzens einer somatischen Aufrollkette kann man bei verschiedenen Aktionen im Kampfsport beobachten.



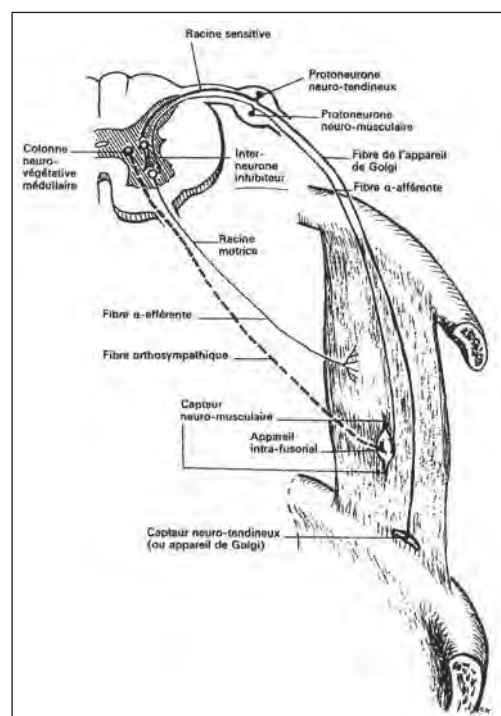
1 Funktionelle Myologie.

Pathologisch

Dieses antagonistische Spiel erklärt auch die schmerzlindernden Haltungen sowie die Beschaffenheit der spezifischen Morphotypen (asthenisch mit morbider Rückbildung oder im Gegenteil neurologisches reaktogenes Syndrom) und ihre Komplikationen (Skoliosen).

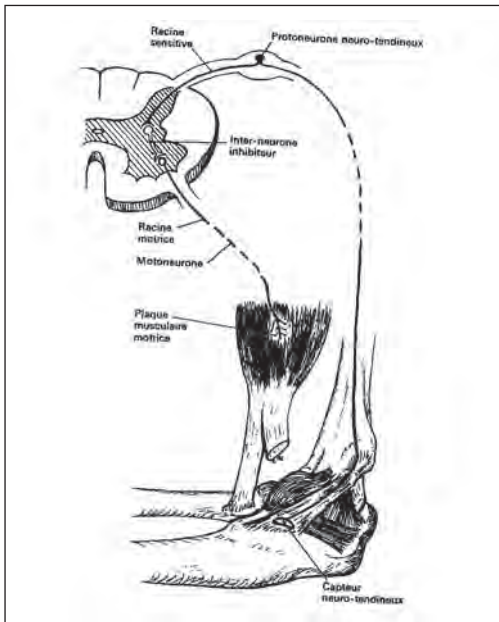
Therapeutisch

Jede Stimulierung der neuromuskulären Sensoren an den Fußsohlen bewirkt abgestufte, myotonische Erre-



2 Die propriozeptiven mechanischen Rezeptoren (von unten nach oben):

neuro-tendinöser Sensor oder Golgi-Apparat, intrafusaler Apparat, neuro-muskulärer Sensor, orthosympathische Nervenfasern, motorische Nervenfasern, hemmendes Interneuron, a-efferente Nervenfasern, medullaere neuro-vegetative Säule, sensorische Wurzel, neuro-tendinöses Motoneuron, neuro-muskuläres Motoneuron, Faser des Golgi-Apparats, a-afferente Nervenfasern.



3 mechanische Sehnenbandrezeptoren (von unten nach oben):
neuro-tendinöser Sensor,
motorische Endplatte,
Motoneuron,
motorische Wurzel,
hemmendes Interneuron,
sensorische Wurzel,
neuro-tendinöses Motoneuron.

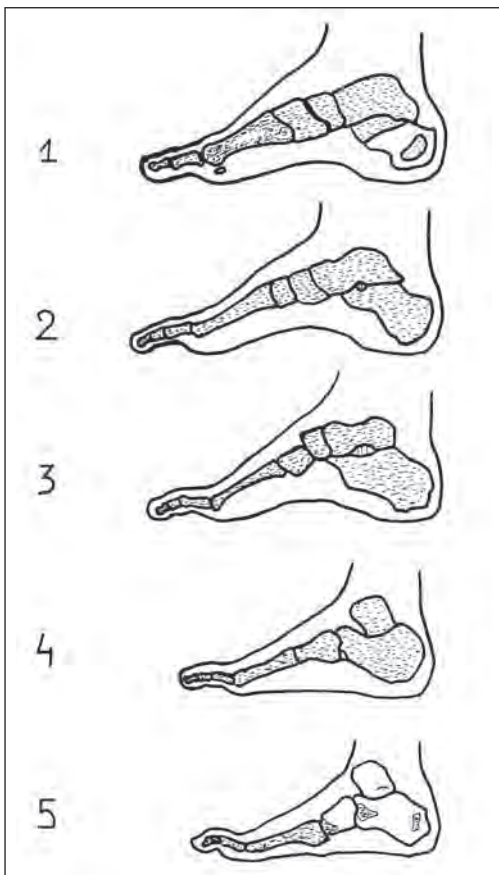


Abb.4 Sagittalschnitt auf der Ebene der fünf Fußstrahlen.

gungen. Wir werden die Bedeutung von Einlagen sehen sowie die exakte Stelle bestimmen, an der eine winzige Korkerhöhung im Schuh (neurologischer Keil) platziert werden muss, um sowohl einen Valgus Calcaneus als auch ein involutives Syndrom zu behandeln. Umgekehrt erklärt die Erregung an den Sehnenformationen oder besser an den Gelenkformationen (Lig. metatarsium transversal profundum) das Wirken einer retrokapitalen Abstützung bei einem Hohlfuß und erst recht die Verbesserung eines somatischen neurologischen reaktogenen Syndroms.

Anatomie des Fußes

Wenn man einen Fuß in der Achse der fünf Mittelfußstrahlen durchschneidet (Abb.4), stellen wir fest, dass er aus zwei unterschiedlichen Knochenbänderformationen besteht: einerseits gibt es drei mittlere Elemente, die einen architektonischen Komplex, „Gewölbe“ genannt, bilden, und andererseits gibt es zwei seitliche Bögen mit unvollständiger Knochenarchitektur. Jeder dieser zwei Formationstypen enthält spezifische anatomische und funktionelle Strukturen.

A. Die Fußgewölbe (Abb. 5)

Sie werden fälschlicherweise als Gewölbe behandelt. Sie bestehen aus

- Talus,
- Calcaneus,
- Os naviculare, Os cuboideum, Os cuneiforme I, II, III, dem metatarsus und den Phalangen,
- Ligamentum talocalcaneum interossum,
- Ligg. tarsi plantaria, vor allem Lig. calcaneocuboideum plantare und Lig. calcaneonaviculare plantare.

Wie wir beim Sezieren festgestellt haben, kann nur das Durchschneiden dieser Ligamente die Fußgewölbe zerstören.

Die Knochen jedes dieser Gewölbe stehen in Verbindung mit den muskulär-sehnigen Bänderformationen, die, wie wir feststellen werden, an der somatischen Aufrichtung beteiligt sind. Über das Lotnehmen an der Wirbelsäule und die anthropometrischen Messungen werden wir die chronologischen, physiologischen und geschlechtsspezifischen Variationen beurteilen können. Wir werden danach die ursprünglichen somatischen Deformationen sowie die pathologischen sekundären Deformationen am Skelett untersuchen.

B. Die Bögen

Sie sind an der Stabilität des Fußes beteiligt beim Gehen, Laufen und Springen. Jeder Bogen hat für sich eine eigene Anatomie und Physiologie.

1. Der interne Bogen

Von den Knochen her ist er der vollständigste, da nur der Mittelteil des Fersenbeins ihm fehlt. Sein sehr hoher Gipfel verleiht ihm eine stark nach unten konkave Morphologie. Seine starke Muskulatur, seine Bänderinsertionen und vor allem seine Sehneninsertionen erzeugen eine bemerkenswerte Elastizität, die sich während der somatischen Bewegungen zeigt. Außerdem führen das Vorhandensein einerseits von Sesambeinen unter dem Großzehengrundgelenk und andererseits von nur zwei zwischengeschalteten Gelenken dazu, dass der erste Fußzehen in der Abstoßphase abgeflacht wird. Dies ist der kinetische Bogen.

2. Der externe Bogen

Er ist wesentlich mehr über Ligamente und die Muskulatur geführt, weil er weder First noch Firstsäule noch hinteren Dachsparren besitzt. Sein vorderer Dachsparren besteht lediglich aus dem 5. Mittelfuß und dem 5. Zeh. Durch die höheren dynamischen Elemente weniger in Anspruch genommen, ist er wesentlich niedriger und lange nicht so tonisch wie der innere Bogen. Seine Muskulatur verleiht ihm eine wichtige Rolle in der strukturellen Organisation des Fußes. Dies ist der „statische Bogen“.

Das Baropodoskop ist der einzige Apparat, der den Druck auf den Fußsohlen bei der zweifüßigen Abstützung genau angibt. Er ermöglicht es, die Morphologie des Fußes zu studieren und daraus strukturelle Diagnosen abzuleiten. Mechanische Einlagen kennt jeder Orthopädienschuhtechniker. Wir werden sehen, dass es bemerkenswerte neurologische Methoden gibt, den Fuß aufzurichten.

Die Bögen

Sie gewährleisten die Stabilität des Fußes beim Laufen, Springen und Gehen. Wir werden sehen, dass sie in jeder Lage die Morphologie der Fußsohle sowie die Knochenformationen des Fußes bedingen, indem sie den Druck abgeben, den sie auf die weichen Teile ausüben. Mit Ausnahme der mittleren Zehengelenke aller Strahlen, die über kein

Muskelement verfügen, haben die Abdrücke, die wir sowohl mit dem Baropodoskop als auch mit Elektropodogrammen machen werden, als Ursache die Fluktuation vor allem der konstitutiven Muskeln des inneren Bogens, ja sogar sekundär der Muskelformationen der beiden Bögen.

Haben wir die beiden Untersuchungstechniken für die Fußsohle definiert, werden wir sukzessive den inneren Bogen und dann den äußeren Bogen beschreiben, da sie eine bestimmte Anatomie und Physiologie darstellen.

A. Die Untersuchungstechniken

Sie werden immer am stehenden Menschen angewandt:

- die Fersen liegen an, ansonsten stehen die Füße in einem Winkel von 30° auseinander, aber immer in bequemer Haltung für den Patienten,
- die Arme hängen längs des Körpers herab,
- tonischer Nacken, die Linie, die den Tragus (Knorpelvorsprung vor der äußeren Gehörgangsöffnung) mit dem unteren Rand der Augenhöhle verbindet, muss horizontal sein (Frankfurter Plan),
- der Blick ist geradeaus, ins Unendliche gerichtet.

1. Das Baropodoskop

Das Baropodoskop, erfunden von Dr. Guiseppe Bortolin, ist ein besonderes Podoskop, dessen Spiegel nicht wie gewöhnlich von unten beleuchtet ist, sondern durch die Kante. Dies ermöglicht es,

- nicht nur die Abstützung des Gewebefettpolsters, das immer mehr oder weniger grünlich ist,
- sondern auch die Knochenabdrücke, die um so weißer erscheinen, je höher der Hyperdruck ist, zu visualisieren.

2. Das Elektropodogramm

Wir verwenden das Elektropodogramm-Gerät des Unternehmens I.C.R. von Bio-mechanical Engineering. Es handelt sich um eine quadratische Plattform von jeweils 32 Zentimetern, die einen elektronischen Barorezeptor pro Quadratzentimeter enthält. Dies ergibt 1024 Sensoren unter der schwarzen Plastikverkleidung. Somit kann man den Fußsohlendruck analysieren, der entweder in Bipolarität bei einem stehenden Menschen oder beim Abrollen eines

Schrittes entsteht, der weitestgehend der Norm entspricht.

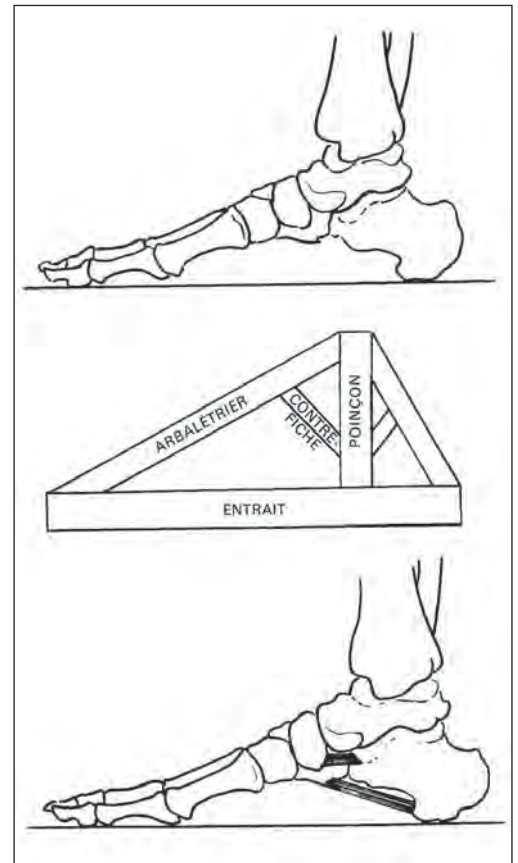
Diese Plattform ist mit einer Software verbunden, die alle Informationen mit mehreren Programmen verarbeitet. Wir werden uns nur mit den statischen Podogrammen beschäftigen (Abb. 6), die an stehenden, sich nicht bewegend Menschen gemacht wurden, die die oben genannten Kriterien erfüllen.

B. Der innere Bogen

Wie Abb. 7 zeigt, laufen beim Mittelfußgelenk die Muskeln zusammen, die von allen Richtungen des Fußes kommen. Wie übrigens alle anderen Fußmuskeln können sie eine federförmige Struktur besitzen, da die besondere Beschaffenheit dieser parallelen Myofibrillen, die auf knorpeligen Laschen zusammenlaufen, ihnen eine außergewöhnliche Kraft bei geringsten Kontraktionen verleihen.

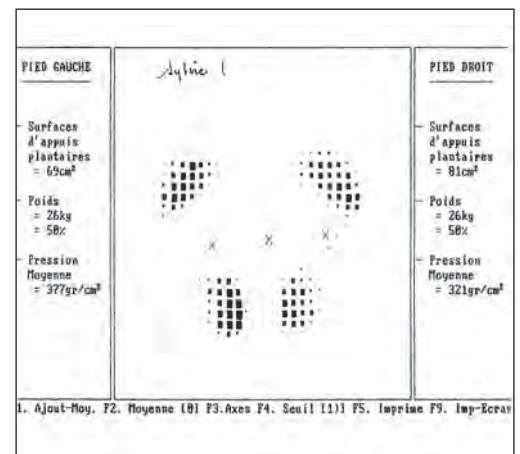
Die Muskeln dieses inneren Bogens sind:

1. Der Abductor des großen Zehs (m. abductor hallucis), ein großer Muskel mit vertikaler Fersenbeininsertion. Beim Sezieren sahen wir oft, dass die äußere hintere Seite durch einen intramuskulären Knick zur inneren Seite wird, bei der die Insertion auf den inneren Höcker der äußeren Extremität des ersten Gliedes des großen Zehs zieht. Dies ist das aktive, mehr oder weniger tonische Element. Aber das ist auch das elastische Element des Fußes.
2. Der kurze Flexor des großen Zehs (M. flexor hallucis brevis), unten und innen schrägverlaufend. Er kommt vom Gipfel der Fußsohlenwölbung (innere Seite des os cuboideum und Basis des dritten os cuneiforme lateralis). Er gibt dem Mittelfußgelenk die Belastung weiter, die in den höchsten Gelenkstrukturen des Fußes ausgeübt werden.
3. Der Adductor des großen Zehs (M. adductor hallucis), der dem internen Sesambein zwei Arten von Druck überträgt: einerseits denjenigen, der auf die oberen Gelenke des Fußwurzelknochen (inneres Bündel, unten und innen schrägläufig) wirkt; andererseits den Druck, der das Spreizen der äußersten Mittelfußgelenke (inneres Bündel, horizontal) betrifft. Er überträgt also auf das Element des Sesambeins alle Belastungen vom Vorderfuß.

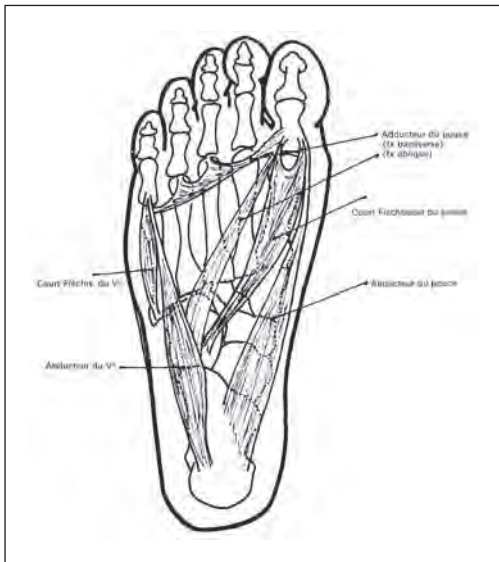


5 Die Gewölbe des Fußes entsprechen der Konstruktion eines Dachstuhls.

Mit einer Firstsäule (Talus), einem hinteren Dachsparren (Calcaneus), dem vorderen Dachsparren (Metatarsus), der Dachspitze (Fußwurzelreihe) und dem Boden (Lig. plantare longum u. Lig. calcaneo-naviculare).

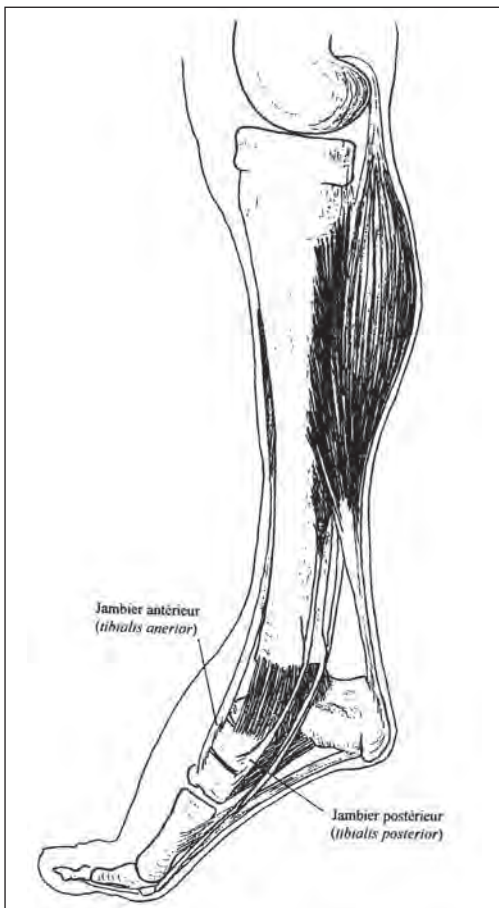


6 Statisches Elektropodogramm.



7 Muskeln der beiden Bögen:

M. abductor digiti minimi (Abduktor des 5. Zehens),
M. flexor digitorum brevis (kurzer Beugemuskel des 5. Zehens),
M. abductor hallucis mit seinem *Caput transversum* und *Caput obliquum* (Abduktor des großen Zehens),
M. flexor hallucis brevis (kurzer Flexor des großen Zehens),
M. abductor hallucis (Abduktor des großen Zehens).



8 Die interne Fersenbeinschlinge
(*M. tibialis anterior*, *M. tibialis posterior*).

Dennoch kommt der Tonus dieses dynamischen Bogens auch von der gemeinsamen Tätigkeit der Sehnen der zwei Beinmuskeln, des vorderen Schienbeins (*M. tibialis anterior*) und hinteren Schienbeins (*M. tibialis posterior*), die auf der inneren Seite des ersten Keilbeins (*Os cuneiforme mediale*) zusammentreffen. Sie bilden das, was wir die „innere Mittelfußschleuder“ (Abb. 8) nennen. Jedes Erschlaffen dieser Schleuder generiert einen Valgus calcaneus, unabhängig davon, ob dieses Erschlaffen mit einer muskulären Hypotonie zusammenhängt oder im Gegenteil mit der hemmenden Wirkung der tendinösen Rezeptoren. Wir werden sehen, dass dies die Ätiologie des physiologischen Valgus calcaneus des Jugendlichen ist (obere Insertion der Muskelkörper auf den Knorpeln der Konjugation).

C. Der externe Bogen (Abb. 9)

Dieser statische Bogen ist weniger hoch als der innere Bogen. Ohne wirklichen hinteren Knochenbindersparren, ist er nämlich mehr sehnen-bänder-muskulärer Natur. Der Abduktormuskel des kleinen Zehs (*M. abductor digiti minimi*), der seinen Binderbalken bildet, ist ein perfektes Beispiel, da er in den meisten Fällen zweibäuchig ist; eine Mittelsehne fügt sich auf die griffelförmige Apophyse des 5. Zehens (*tuberositas ossis metatarsalis V*). Seine horizontale Fersenbeininsertion trifft außerdem zusammen mit

- aponeurotischen Formationen und besonders;
- mit der Insertion des kurzen Fußsohlenflexors (*M. flexor digitorum brevis*), ein mittlerer, spindelförmiger Muskel, der sich in vier durchbohrende Sehnen zu den zweiten Gliedern der vier äußeren Zehen teilt.

Diese verschiedenen Sehnen-Bänder-Muskel-Bildungen liegen darüber hinaus über einer dicken Sehnenhaut, der oberflächlichen Fußsohlenaponeurose (*Aponeurosis plantaris*). Sie bedeckt ein subkutan, abfallendes Gewebepolster, das je nach Person unterschiedlich dick ist. Es besteht aus verschiedenen fibrösen Trennwänden, die mit einer Art flüssigem Fett gefüllt sind. Beim Sezieren entdeckten wir, dass diese Flüssigkeit in den Fettzellen nicht dieselbe Dichte haben. Sie sind an den entferntesten Extremitäten kompakter und in der mittleren Partie unter dem Körper des kurzen Fußsohlenflexors wesentlich

flüssiger. Ihre Rolle ist es, den Druck zu verteilen, der unabhängig von der Stellung des Fußes mit der Schwerkraft zusammenhängt. Die fibrösen Trennwände sind die Vektoren der gegen die Schwerkraft wirkenden propriozeptiven Sensibilität. Dies unterstreicht die Bedeutung von Einlagen sowie von Stimulierungen „adaptierten Gegen-Widerstands“ oder Rehabilitation dieser verschiedenen Strukturen.

Denn alle Fußsohlenformationen sind natürlich bei der stehenden Person der Schwerkraft unterworfen. Und diese Gewebekompressionen können durch Fußsohlenabdrücke vergegenwärtigt werden.

Die Fußsohlenabdrücke

Der Patient muss in der für alle klinischen Untersuchungen spezifischen Haltung stehen, das heißt:

- die Fersen stehen zusammen, die Füße stehen im spitzen Winkel von 30 Grad auseinander,
- die Arme hängen natürlich längs des Körpers herunter,
- lockerer Nacken,
- aber
- den Blick ins Unendliche gerichtet.

A. Physiologischer Abdruck

Der Fußabdruck des normalen Erwachsenen zeigt folgende Merkmale:

- hintere Abstützung der gut systematisierten Zehen,
- die Mittelfuß-Abstützungszone entspricht dem Drittel der Zone des Abdrucks, Zehen ausgeschlossen,
- die Fersenzone, die dem Drittel der Zone des Abdrucks entspricht, Zehen ausgeschlossen,
- der äußere Abstützungstreifen entspricht dem Drittel der durchschnittlichen Breite des Abdrucks.

Ein physiologischer Fuß ist immer flexibel, hat keine Fußsohlen-Keratose und alle Gelenkbewegungen (Umknicken, Beugen, Strecken) bleiben ohne Schmerz.

B. Abschwächung des Fußes

Je nach Ätiologie sind drei Grade zu unterscheiden.

1. Posturaler Valgus-Fuß

Das erste Zeichen von Abschwächung ist der Valgus calcaneus, der zu einem posturalen Valgus Fuß (Abb. 10) führt, denn es handelt sich um eine Erschlaffung der inneren Fußwurzelschleuder, die das Absinken des Fersenbeins nur bei einer stehenden Person verursacht.

Das normale Podogramm zeigt eine Druckverminderung beziehungsweise das Verschwinden des äußeren Abstützungstreifens. Das Baropodoskop oder das Elektropodogramm zeigen die Entstehung des Abdrucks durch die Hyperabstützung

- der Zone der Sesambeine und der des großen Zehs,
- des internen Fersenbeinhöckers (processus medialis tuberis calcanei).

Der hintere Valgusfuß ist immer biegsam, tut niemals weh, kann aber einige keratosische Zonen an der Ferse und/oder am inneren Mittelfußgelenk vorweisen.

Die Heilung des valgus calcaneus benötigt selten das Tragen von Einlagen. Dagegen sind diese notwendig im Fall des genu valgum. Wenn man keine „Kugel“ Sohlen besitzt, werden immer propriozeptive Übungen zweimal täglich verschrieben.

2. Posturaler Valgus Plattfuß

Die Senkung des inneren Bogens kann sicherlich Hyper-Abstützungen an den Sesambeinen oder an der inneren Ferse im Baropodoskop und im Elektropodogramm aufweisen. Das wichtigste Anzeichen bleibt trotzdem die Verbreiterung des externen Abstützungstreifens (Abb. 11).

Der posturale Valgus Plattfuß ist beim Befühlen und Betasten biegsam. Der Patient spürt das Betasten, wenn es ihn nicht sogar schmerzt. Eine Keratose an der inneren Ferse und an den Sesambeinen ist immer vorhanden.

Das Behandeln des Valgus Plattfußes besteht sowohl aus dem Tragen von inneren calcanearen Keilen als auch aus propriozeptiven Übungen zweimal pro Tag.

3. Plattfuß

Es gibt mehrere Arten von Plattfüßen. Wir werden hier nur zwei in ihrer Ätiologie und Klinik beschreiben.

a) Arthrotischer Plattfuß

Er ist immer ein Zeichen für die Verschlechterung eines posturalen Valgus Plattfußes. Alle Abdrücke zeigen:

- eine Verbreiterung des äußeren Abstützungstreifens, ja sogar die Verbreiterung des Fußes,
- das Verschwinden jeder Hyperabstützung.

– Dieser arthrotische Fuß ist mehr oder weniger spastisch, ja sogar pathologisch angespannt und unheilbar,

– Der Patient verspürt mehr oder weniger einen Spontanschmerz.

– Bei mechanischen Bewegungen schmerzt er immer, da er klinische und radiologische Anzeigen von Knochenverschlechterung zeigt.

– Er ist zudem hyperkeratosisch.

– Biegsame und komfortable Einlagen sind dringend notwendig, ebenso krankengymnastische Übungen sowie zweimal am Tag propriozeptives massieren.

b) Gewöhnlicher Plattfuß (Abb. 13)

Er ist immer primär und in den meisten der Fälle vererbbar. Er kann auch atavisch sein und von langen Märschen unter bestimmten Umständen herrühren. Gekennzeichnet von sehr breiten Abdrücken, die bei den unterschiedlichen podographischen Untersuchungen keinerlei Hyperabstützung zeigen, schmerzt der gewöhnliche Plattfuß beim Abgreifen nicht, selbst wenn er sich mit den Händen aufgrund der besonderen Beschaffenheit der Fettsammlungen in den Geweben schwer bewegen lässt. Man darf ihn unter keinen Umständen behandeln.



9 Die Muskeln des äußeren Bogens:

M. abductor digiti minimi (Abduktor des kleinen Zehens),

M. flexor digitorum brevis (Kurzer Flexor der Fußsohle),

M. abductor hallucis (Abduktor des großen Zehens).

C. Hypertonus des Fußes: Hohlfüße

Immer durch einen sagittalen Höhenunterschied gekennzeichnet, handelt es sich in jedem Fall um eine neurologische Erkrankung, die mehr oder weniger unbekannt ist. Wir kennen drei klassische Krankheitsgrade.

1. Hohlfuß ersten Grades (Abb. 14)

Das Podogramm zeigt vor allem das Abnehmen des äußeren Abstützungstreifens. Baropodoskop und Elektropodogramm zeigen eine pathognomonische Hyperabstützung der Tuberositas ossis



10



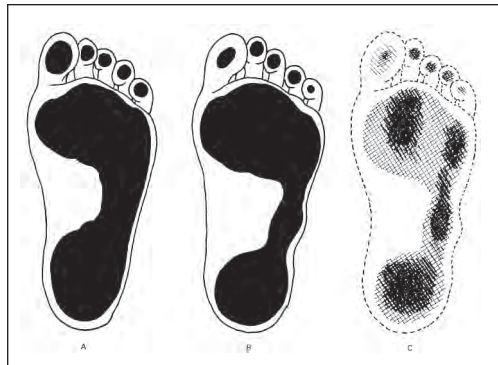
11



12



13



14



15



16

10 Valgus calcaneus oder posturaler Valgus.

links: Abdruck eines physiologischen Fußes; Mitte: podoskopischer Abdruck eines Valgus calcaneus; rechts: baropodoskopischer Abdruck eines posturalen Valgus.

11 Plattfuß mit posturalem Valgus.

links: Abdruck eines physiologischen Fußes; Mitte: podoskopischer Abdruck eines Plattfußes mit posturalem Valgus links: baropodoskopischer Abdruck eines Plattfußes mit posturalem Valgus.

12 arthrotischer Plattfuß.

links: podoskopischer Abdruck. rechts: baropodoskopischer Abdruck.

13 normaler Plattfuß.

links: podoskopischer Abdruck; rechts: baropodoskopischer Abdruck.

14 Hohlfuß 1. Grades.

links: physiologischer Abdruck; Mitte: podoskopischer Abdruck eines Hohlfußes 1. Grades; rechts: baropodoskopischer Abdruck des Hohlfußes.

15 Hohlfuß 2. Grades.

links: Abdruck eines physiologischen Fußes; in der Mitte: podoskopischer Abdruck eines Hohlfußes 2. Abdrucks; rechts: baropodoskopischer Abdruck diesen Fußes.

16 Hohlfuß 3. Grades.

in der Mitte: podoskopischer Abdruck eines Hohlfußes 3. Grades, links: baropodoskopischer Abdruck eines inneren primären Hohlfußes; rechts: baropodoskopischer Abdruck eines endglobalen Hohlfußes.

metatarsalis V. Man sieht bereits eine abnehmende Abstützung der Zehen.

Diese Deformierung tritt klinisch nicht in Erscheinung. Dennoch macht das Erkennen eines Hohlfußes unabhängig vom Grad der Erkrankung das Tragen von spezifischen Einlagen notwendig. Nur die retro-kapitale Abstützung kann die Muskelkontraktionen durch Stimulierung der tendinösen Sensoren des tiefen Fußsohlen-Querbandes (Lig. metatarsum transversum profundum) reduzieren. Es müssen propriozeptive Übungen durchgeführt werden, um die mechanischen Rezeptoren der

Bänder, der Sehnen und der Aponeurosen zu inhibieren.

2. Hohlfuß zweiten Grades (Abb. 15)

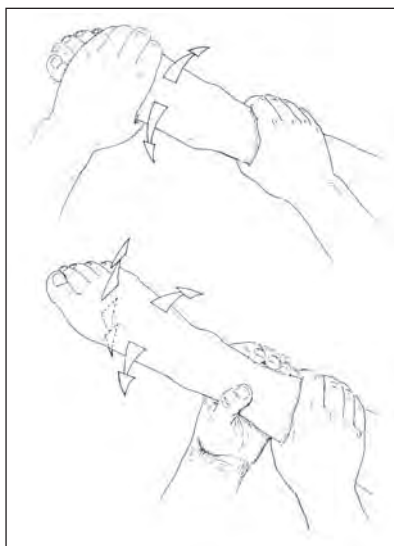
Der Fuß verkürzt sich. Der äußere Abstützungstreifen nimmt ab. Vor allem erscheinen Hyperkeratosen an den Hyperabstützungspunkten an den Sesambeinen, des äußeren Mittelfußes und der Ferse. Hingegen ist keine Zehenabstützung mehr spürbar. Der Kranke weist spontan eine allgemeine Empfindlichkeit des Fußes auf. Das Abgreifen des Fußes ist schmerzfrei, aber es zeigt sich ein typischer elastischer Wi-

derstand (Renitenz).

Die Behandlung mit neurologischen Einlagen und Übungen zweimal täglich gegen die „Gelenkversteifung“ (Abb. 17) sind dringend notwendig. Man sollte vor allem die „Feder-Entfernungspunkte“ beachten (Abb. 18).

3. Hohlfuß dritten Grades (Abb. 16)

Die Fußsohlenabdrücke reduzieren sich auf die beiden vorderen und hinteren Fersen. Jeder mittlere Abstützungstreifen ist verschwunden. Baropodoskop und Elektropodogramm zeigen drei spezifische Hyperabstützungen,



17 Mobilisationstechniken im distalen artikulären Bereich.

die Keratosen und oft pathognomonische Fersenrhagaden verursachen.

Dieser oftmals invalide Fuß zeigt manchmal den klassischen paralytischen Pferde-Spitzfuß. In jedem Fall muss er mit thermoelastisch verformbaren, ja sogar schmerzlindernden Einlagen behandelt werden. Nötig sind



18 Verschiedene Friktionstechniken nach François Monnot bei muskulären und tendinösen Kontrakturen zur Verbesserung der Flexibilität der Fußfunktion. Friktionspunkt der Sehne des *M. peroneus longus* (oben links), Friktionspunkt der Sehne des *M. tibialis anterior* (oben rechts), Mobilisationstechnik zur Verbesserung der Propriozeption im Übergang zwischen Talus und Fußwurzelbereich (unten).

ebenfalls Behandlungen durch den Orthopädienschuhmacher sowie den Physiotherapeuten. Der Umgebung des Patienten muss die Technik der „Feder-Punkte“ gelernt werden.

Was die propriozeptiven Heilungstechniken betrifft, muss angemerkt werden, dass sie gleichermaßen an den beiden Polen der mechanischen Verschlechterung der Fußbögen angewandt werden, unabhängig davon, ob es sich um Muskelhypotonie oder Hypertonie handelt. Die federförmige Beschaffenheit der Muskeln und die Verflechtung ihrer Insertionen mit den Bändern und angrenzenden Aponeurosen aktivieren immer alle Muskel- und Sehnenkomponenten.]

● ● **Anschrift des Verfassers:**

Dr. R.-J. Bourdiol
39 rue de Fourquex
BP 5234
78175 Saint-Germain-en-Laye
Frankreich

Teil II folgt in der Ausgabe 9/2001

Die Folgen der bevorzugten Lateralität

René-Jacques Bourdiol: Im dritten Teil unserer Serie geht es um das Vermessen des Körpers und die praktische Versorgung mit neurologischen Einlagen.

A Ätiologie der Lateralität

Bis zur 6. Lebenswoche eines Embryos sind die kiemenartigen Kopfschlagadern vollkommen symmetrisch. Die Ausbildung des Herzens führt zu bedeutenden Umbildungen: aus der Aortavertiefung entstehen mehrere Arteriengruppen. Das linke Carotisarteriensystem bleibt im Antrieb des ursprünglichen Aortafluxus (Abb. 1). Es besitzt so den höchsten Gefäßdurchblutungsgradienten. Diese embryologische Differenzierung erklärt die bevorzugte Durchblutung des Kopfmassivs insbesondere der linken Gehirnhälfte. Daher rührt die rolandische Lokalisierung (Broca-Zentrum im Frontallappen des Gehirns) in der linken Gehirnhälfte des anatomischen Sitzes der Muttersprache, der Sprache, die während der Entstehung des Individuums in der unmittelbaren Umgebung vorherrschte.

Es gibt keinen embryologischen Grund für die Dekussierung (Kreuzung) aller Nervenwege in Höhe der beiden ersten Halswirbelsegmente. Man weiß, dass in Höhe des Atlas (C1) die pyramidale De-

kussierung sitzt, welche die Motoneuronen von einer Gehirnhälfte in die entgegengesetzte Gehirnhälfte umleitet.

In Höhe der Axis (C 2) kommt es zu einer identischen „pisiformen“ (erbsenförmigen) Dekussierung, die die Neuronen von der einen Hälfte des Körpers in die entgegengesetzte Hälfte umleitet.

Ebenso gibt es keine stichhaltige Erklärung, warum es zu einer sowohl sensorischen als auch motorischen generellen Funktionspräferenz kommt, und

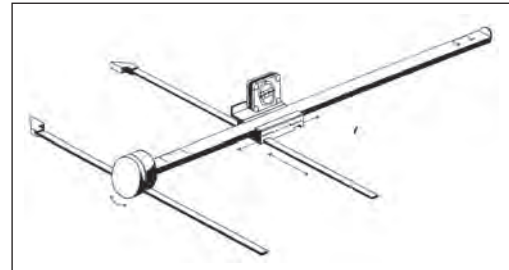
zwar in jeder neurologischen Hinsicht und nicht uniform, wie unsere eigenen Forschungsarbeiten es nachgewiesen haben.

B Melische Folgen

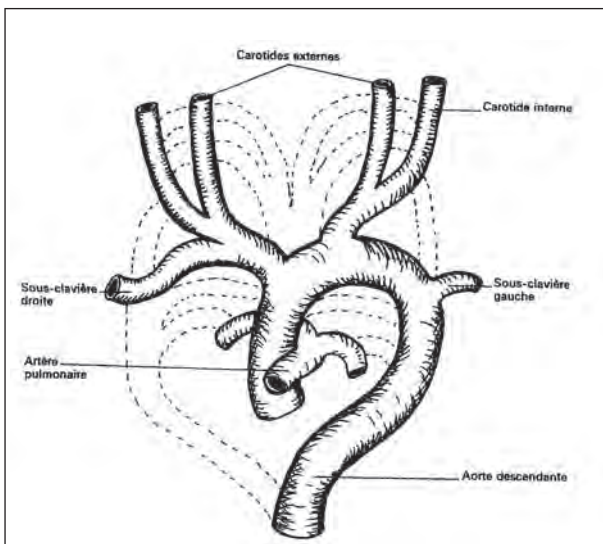
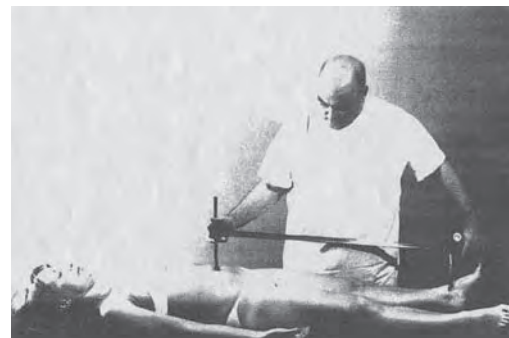
Was unsere untere Extremität betrifft, ist es sehr einfach, unsere bevorzugte Seite nachzuweisen. Obwohl sie keine kinetischen Muskeln sind, zeichnen sich unsere bevorzugten Muskeln, die kraftvollere Bewegungen und präzisere Gesten ausführen, durch einen geringeren anaeroben Stoffwechsel aus. Durch den höheren Verbrauch von Sauerstoff setzen sie mehr Milchsäure frei und ermüden so schneller. Es genügt, mehrere aufeinander folgende Bewegungen „Fußspitze – Ferse“ zu machen: Das Glied, das als erstes ermüdet, ist das Glied, das bevorzugt wird. Es sei darauf hingewiesen, dass in allen Armeen der Welt, die im übrigen die Rechtshänder bevorzugen (alle Patronenhülsen fallen rechts vom Lauf heraus), der Befehl „Rührt Euch“ auf dem linken Fuß, der weniger ermüdend ist, ausgeführt wird.

Daraus folgt, dass bei allen Menschen die bevorzugten Fußgewölbe eine schnellere und deutlichere Schwäche aufweisen. Daher das Auftreten eines

2 Der anthropologische Zirkel.



3 Messung der medialen Entfernung Bauchnabel – Malleolus medialis.



1 Ausbildung der arteriellen Thoraxorgane ungefähr in der 6. Lebenswoche eines Embryos.

ausgeprägteren posturalen Valgus calcaneus und einer melischen Verkürzung.

Diese Verkürzung der bevorzugten unteren Extremität verschwindet natürlich im Liegen, wie es die Messungen der inneren Nabel-Malleolus-Entfernung zeigt. Nur diese erkennt die klassische Anthropologie an.

Die Messungen werden nach spezifischer Dekontraktion der gesamten unteren Extremität mit Hilfe unseres anthropologischen Zirkels (Abb. 2) durchgeführt. Dieser wird parallel zum Untersuchungstisch und zur so gemessenen Extremität gehalten (Abb. 3).

Diese Verkürzung der bevorzugten unteren Extremität beim stehenden Menschen ist die Ursache für seine physiologische Skoliose.

Physiologische Skoliose-Haltung

A Entstehung dieser Fehlhaltung

Beim rechtshändigen Menschen ist die innere Mittelfußschleuder auf der Seite seiner bevorzugten Extremität weniger fest beziehungsweise abgestützt, das heißt sie ermüdet schneller. Dies verursacht daher schneller einen rechts deut-

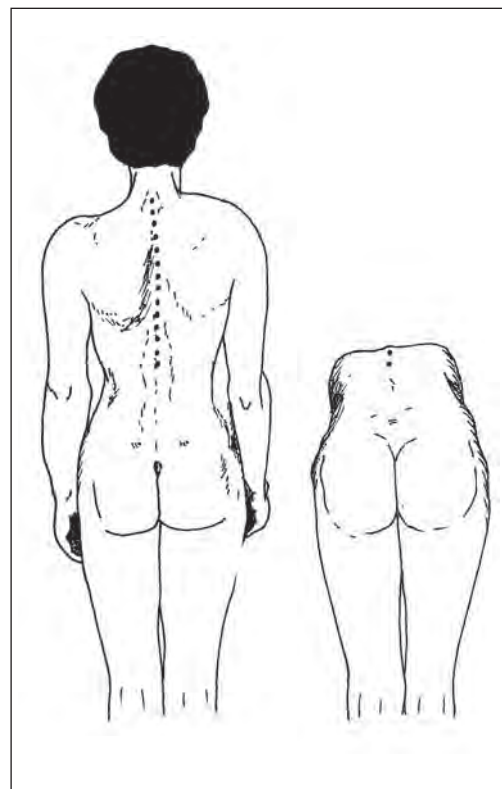
licher ausgeprägten Valgus calcaneus, wie es auf einfache Weise die üblichen Untersuchungen mit dem Baropodoskop und dem Elektropodoskop zeigen.

Daraus folgt ein ausgeprägteres Absinken der rechten Fußgewölbe, wobei der äußere Abstützungstreifen verschwindet und ein Hyperdruck des inneren Bogens auftritt.

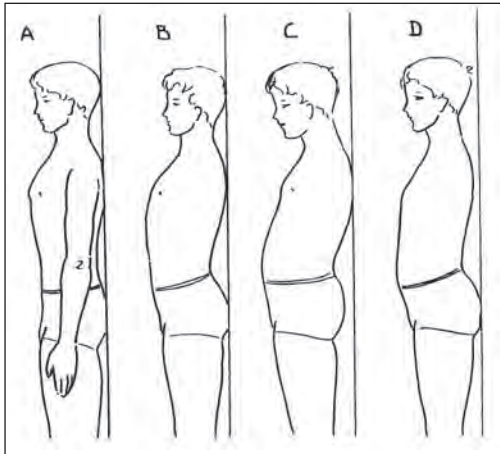
Daraus resultiert eine mehr oder weniger konsequente Verkürzung des unteren rechten Gliedes, je nach Morphologie des Patienten, wobei sich das Ausmaß der Verkürzung proportional zu seiner Größe und umgekehrt proportional zu seiner Muskulatur verhält, und nach Alter des Patienten. Junge Menschen haben im Allgemeinen mehr Tonus als Ältere.

Dieses Absinken des Fersenbeins, das die Extremität im Stehen verkürzt, verursacht eine Skoliose, die durch die asymmetrischen Formen erkennbar ist.

- pelvisch: Senkung der rechten Crista iliaca
- scapulär: die rechte Schulter wird hochgezogen/ist erhöht aufgrund des physiologischen paleocerebellaren Ausgleichs.



4 Physiologische skoliotische Haltung.



5 Morphologische Variationen der Wirbelsäulen-Messpunkte

Diese Skoliose, wie auf der linken Seite der Abb. 4 zu sehen ist, kann leicht mit den verschiedenen Methoden gemessen werden, die wir im Folgenden vorstellen und ausführlich bei den praktischen Übungen studieren werden, sowohl mit Hilfe einer Lotschnur als auch mit dem anthropologischen Zirkel oder besser mit unserem Stereometer.

Die rechte Seite der Abb. 4 zeigt das Fehlen eines Buckels, wenn sich der Mensch nach vorne beugt. Die Tatsache, dass keine Rippendeformation vorliegt, ist der Beweis, dass es sich nicht um eine Skoliose, sondern um eine einfache skoliotische Haltung handelt.

B Klinische Betrachtung dieser Fehlhaltung

In den meisten Fällen und besonders bei einem jungen und muskulösen Menschen wird sie sehr gut kompensiert und bedarf keiner Behandlung.

Dennoch bringen manchmal ängstliche Eltern ihre Kinder in die Praxis, weniger wegen dieser skoliotischen Fehlhaltung, als vielmehr wegen dem, was sie für eine Skoliose halten. Dies ist aber nur ein *scapulae alatae*, ein Abstehen des inneren Schulterblattwinkels, das durch die Hypotonie der hier inserierenden Muskeln entsteht, insbesondere des *M. rhomboideus major et minor* sowie des *M. trapezius*. Man muss ihnen erklären und zeigen, dass die Ursache beim hochgewachsenen jungen Menschen meistens die Hypotonie des vorderen Sägemuskels (*M. serratus*) ist. Empfehlenswert sind in diesem Fall Gymnastik- oder Sportübungen, besonders Schwimmen.

In einigen seltenen Fällen wird es nötig sein, diese Rückenmyalgien, über

die einige hochgewachsene, mehr oder weniger gestresste Menschen klagen, mechanisch zu behandeln. Man verwendet immer einen bilateralen, internen calcanearen Keil. Die anthropologische Korrektur gibt an, an welcher Stelle der Keil angebracht wird.

Die praktische Neuropodologie

Wir werden zunächst mit unserer Diagnosemethodik verschiedene Methoden studieren, mit denen wir unsere Neuropodologie konzeptualisiert haben. Im nächsten Schritt werden wir die therapeutischen Techniken behandeln.

Diagnosemethodik

Es wird in drei Stufen vorgegangen: anthropologisch, anatomisch und physiopathologisch.

1. Anthropologisch

Seit unserer Spezialisierung haben wir mehr als fünf Jahre lang das Laboratorium der medizinischen Anthropobiometrie der Kinder-Psychiatrie in der Klinik Salpêtrière in Paris geleitet. Mit Hilfe von hochspezialisierten, von Dr. Maurice Verdun entwickelten Instrumenten verfügten wir für unsere Diagnosen über mehr als 250 anthropologische lineare und volumetrische Messungen, die sowohl an stehenden als auch an liegenden Menschen ausgeführt worden waren. Unsere Forschungsarbeiten umfassen

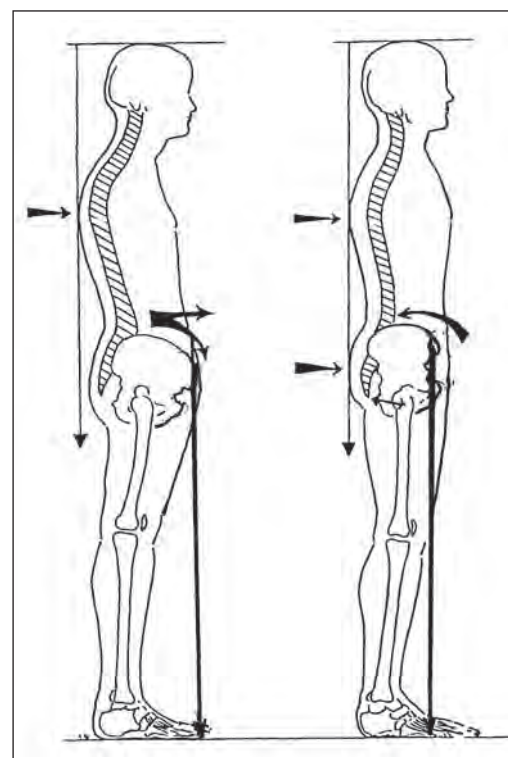
ten einfache anthropologische, morphologische Untersuchungen, darüber hinaus aber auch geschlechts- und schädelspezifische und besonders psychiatrische aufgrund der Daten des Neuropsychiaters Ernst Kretschmer aus Tübingen, mit dem wir übrigens auch zusammengearbeitet haben.

Wir hatten ein breites klinisches Spektrum, das Kinder, Heranwachsende und Erwachsene umfasste, die als Patienten oder zu gerichtlich angeordneten psychiatrischen Gutachten eingewiesen worden waren.

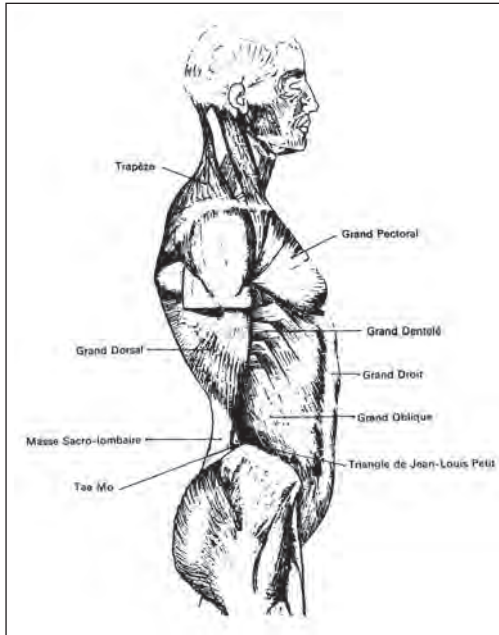
Diese langjährige Arbeit im Krankenhaus hat uns vor allem gelehrt, unserer Intuition zu misstrauen, da sie sehr oft durch die systematisch und nach einem strikten Plan durchgeführten Messungen widerlegt worden sind.

a) Das Vermessen der Wirbelsäule

Aufgrund der Schwierigkeiten, die sagittalen Fehlstellungen/Verformungen an der Wirbelsäule zu erklären, die einige unserer Patienten im Stehen aufwiesen, vermaßen wir die Wirbelsäule, ohne aber zunächst zu versuchen, die Messungen mit den Fußabdrücken in Verbindung zu bringen. Die Arbeit in einer eigenen Praxis brachte uns dann dazu, eine von uns erfundene Massagetechnik (*myotensive Techniken* = spezielle physiotherapeutische Technik zur Entspannung von Muskeln und Sehnen) anzu-



6 Pelvische Fehlhaltungen und das Lotfälen von der Spina inferior posterior superior (hinterer oberer Darmbeinstachel) aus.



7 Das Taillendreieck (trigonum lumbale)
(Akupunkturpunkt Tae Mo 26° VB)

M. trapezius
M. latissimus dorsi
Fascia sakrolumbale
Tae Mo Punkt (links von oben)
Taillendreieck (Dreieck von Jean-Louis Petit)
M. obliquus externus abdominis (Großer schräger Bauchmuskel)
M. rectus abdominis (Gerader Bauchmuskel)
M. serratus anterior (Großer Sägemuskel)
M. pectoralis major (Großer Brustmuskel) (rechts von unten)

wenden. Dies führte uns dazu, die zahlreichen Skoliosen an Patienten jeden Alters näher zu betrachten. Da wir die verschiedenen Fehlformen näher bestimmen wollten, kamen wir auf die Idee, das Lot von der Spina iliaca posterior superior aus zu fällen und so die Abstände zu vermessen. Wie es die Abb. 6 zeigt, kann in keinem Fall die Entfernung zwischen Wirbelsäule und Calcaneus als diejenige der unteren Extremität betrachtet werden. Wir verwenden sie hingegen zur Beurteilung der pathologischen schraubenförmigen Verdrehungen des Beckens.

Wir mussten in der Tat speziell entwickelte und angepasste Messgeräte verwenden. Da wir nicht mehr die Instrumente von Dr. Verdun zur Verfügung hatten, entwickelten wir unsere eigenen Geräte, einmal unseren anthropometrischen Zirkel, andererseits unser Stereometer.

b) Der anthropometrische Zirkel

Er besitzt zwei Merkmale, die ihn von den klassischen Zirkeln unterscheiden:

- einen Kopf, der sich 180° um die eigene Achse drehen kann, was uns die Messung der somatischen Punkte auf allen verschiedenen somatischen Ebenen ermöglicht.
- eine inverse Maßeinteilung auf beiden Seiten. Dies ermöglicht die Messung der inneren Entfernung zwischen Bauchnabel und Malleolus oder der Länge der unteren Extremität beim liegenden Patienten (Abb. 3). Hier beginnt die Maßeinteilung auf

der Seite der Lineale. Aber auch ausgehend vom trigonum lumbale oder Taillendreieck (Abb. 7) die Messung der Entfernung zwischen Ilium und Calcaneus oder der Länge der unteren Extremität beim stehenden Patienten. Hier fängt die Maßeinteilung am anderen Ende des Zirkels (Abb. 8) an. Der Unterschied zwischen der inneren Entfernung Bauchnabel-Malleolus und der Entfernung Ilium-Calcaneus ist der einzige, mit dem man ein anatomisch kürzeres Bein feststellen kann.

c) Das Stereometer

Es hat entweder einen Metallrahmen (Abb. 9) oder einen vertikalen Mast (Abb. 10), auf denen ausrichtbare Lineale mit Maßeinteilung hin- und hergeschoben werden können, um die dreidimensionale Stellung der klassischen somatischen Referenzpunkte im Raum zu bestimmen, nämlich:

- auf Höhe der oberen Extremität zur Messung der Höhe oder des Vorschiebens einer Schulter, des Acromioclaviculargelenks nach vorne oder besser des Angulus acromialis (hinterer Winkels des Acromions) nach hinten.
- auf der Höhe der unteren Extremität zur Beurteilung von pelvischen Fehlbildungen, die spinae iliaca anterior superior (vorderer oberer Darmbeinstachel) nach vorne, die spinae iliaca posterior superior (hinterer oberer Darmbeinstachel) nach hinten.

Vor allem bei der konsequenten Behandlung einer Skoliose sind diese ver-

schiedenen Messungen dringend erforderlich.

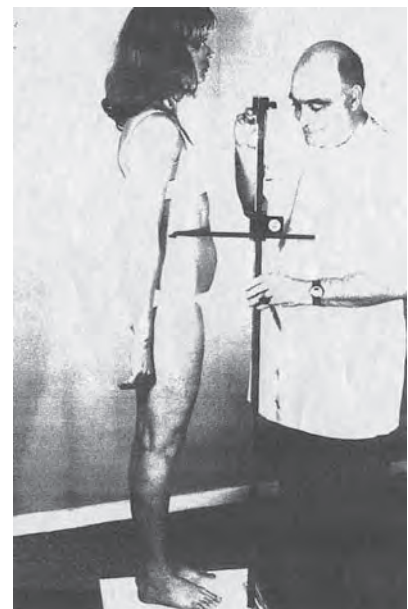
2. Anatomische Stufe

Aufgrund der Zusammenarbeit mit mehreren Mitgliedern unserer Studiengruppe, die GEMMER, konnten wir Sezierungen – nur am Fuß – vornehmen. Ich habe selbst ungefähr 30 Leichen seziiert, unsere Gruppe verfügt über mehr als 500 seziierte Füße, um unsere Aussagen zu untermauern. Wir zeigen übrigens auch in den Seminaren immer Fotos, um die Richtigkeit unserer wenig orthodoxen Aussagen zu beweisen. So haben wir unter anderem festgestellt, dass es die klassische Venensole von Lejars nicht gibt. Wir hatten davon keine einzige beim Sezieren gefunden.

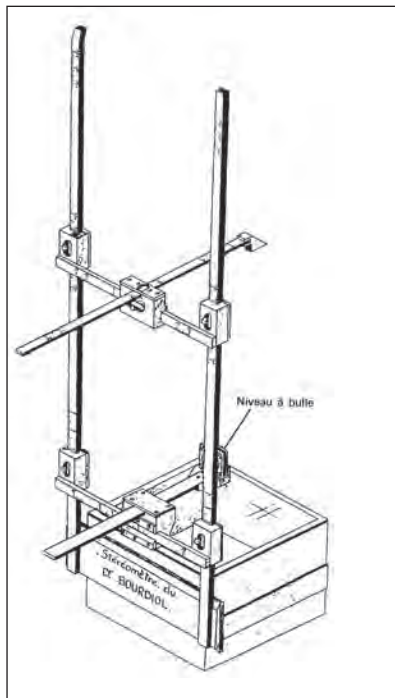
Hier sei hinzugefügt, dass wir beim Sezieren sehr viele Entdeckungen gemacht haben, die unmittelbare klinische und therapeutische Auswirkungen hatten. Außerdem brachte uns das Sezieren immer dazu, weitergehende Forschungen zu betreiben.

3. Physiopathologische Stufe

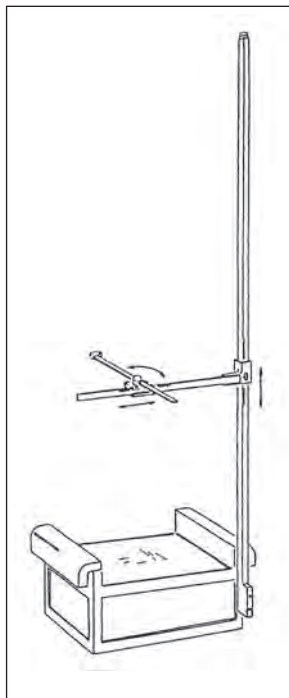
Unsere Forschungen über die Reflexe und vor allem die Entdeckung eines physiopathologischen Vorgehens, die dyschromatopischen Reflexe (verändertes farbiges Sehen der Netzhaut durch Erkrankung oder Gifteinwirkung), ermöglichten es uns, die Spezifikation bestimmter biologischer Anordnungen, anatomischer Strukturen und Nervenwege festzustellen.



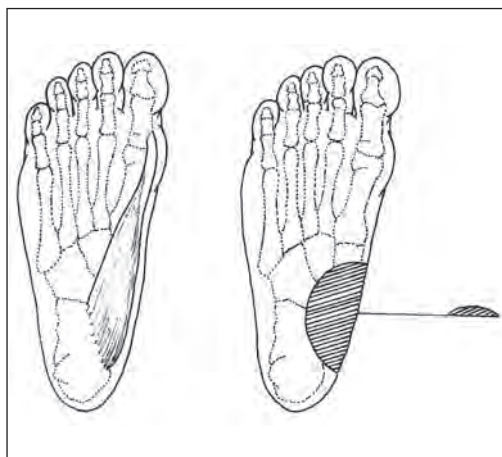
8 Messtechnik der Länge Ilium-Calcaneus.



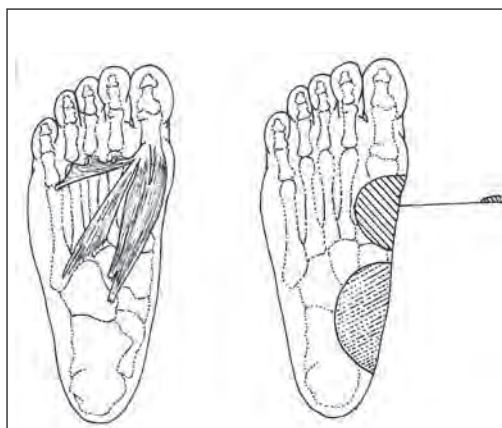
9 Unser Stereometer mit Metallrahmen



10 Unser Stereometer mit vertikalem Mast



11 Der innere calcaneare Keil



12 Der innere retrokapitale Keil

Alle komplizierten und schwierigen Fälle, die uns unsere Schüler in Frankreich und anderswo überwiesen haben, erleichterten es uns in großem Maße, unsere neurologischen Kenntnisse und unsere Praxis in einer abschließenden Synthese zusammenzufassen.

Unsere therapeutischen Methoden

Zu den neurologischen Einlagen gehören immer Massagetechniken. Diese müssen bei pathologischen Fällen in sehr vielen Fällen vor dem Tragen neurologischer Einlagen angewandt werden.

1. Unsere neurologischen Sohlen

Seit der Zeit der Aderlässe und der akuten Lungenödeme ist die Zeit der „Messer-Heilmethoden“ vorbei. Die Akupunkturnadel hingegen hat nach wie vor ihre Wertigkeit. Tatsächlich verhält sich der neurologische Weg zum mechanischen wie der Elektrische Stuhl zum therapeutischen Elektroschock: er ist unendlich weniger aggressiv und gewaltsam, da sie eine extrem schwache Energie benötigt.

Unsere neurologischen Einlagen folgen derselben Logik: Sie sind nie höher als 3 Millimeter. Um die muskulären und tendinösen mechanischen Rezeptoren zu aktivieren, dürfen sie nicht biegsam sein. Sie sind immer hart und aus Kork gemacht, der leicht zu bearbeiten ist. Um jeden zusätzlichen Druck zu vermei-

den, sind es keine Langsohlen. Sie hören immer unter der Linie des Mittelfußgelenkes auf. Die plantare Seite der Zehen gibt keine darüberliegende propriozeptive Meldung ab.

Mit Ausnahme der retrokapitalen Abstützung, die wir hier nicht behandeln werden, gibt es keine genau definierte Platzierung für die Korkelemente. Diese hängt von der Korrektur der Wirbelsäulenverformung ab. Deshalb:

- Als innerer calcaneare Keil werden sie immer auf Höhe der Stelle platziert, die andere Orthopädienschulen als die „Supinator-Einlage“ bezeichnen. Da aber der Valgus calcaneus immer auf der bevorzugten Seite stärker ausgeprägt ist, muss der Keil etwas weiter hinten auf dieser Seite platziert werden, da er auf eine größere Anzahl von Myofibrillen des Abduktors des Großzehs trifft (Abb. 11).
- Bei den inneren retrokapitalen Keilen, die immer zusätzlich platziert werden (Abb. 12), muss durch die Suche nach der besten Wirbelsäulenstellung die richtige Stelle gefunden werden, da sie auf die tendinösen, also hemmenden Sensoren wirken.

2. Propriozeptive Massagen/Übungen

Sie sind immer erforderlich und können, wie schon erwähnt, einige Zeit vor dem Tragen unserer neurologischen Einlagen ausgeführt werden, um die Gelenke vorher zu aktivieren, was bei einem Patienten mit sagittalem Höhenunterschied (Hohlfuß und Frau mit hohen Absätzen) immer notwendig ist.

Je nach Lage des Falles werden alle Flexionen, Extensionen, Torquierungen der Gelenke ausgeführt, sowohl vom Chopartschen Gelenk (Articulatio tarsi transversa) als auch vom Lisfrancschen Gelenk (Articulatio tarsometatarsae), ja sogar die Bewegung der Gelenke, die wir bei unseren praktischen Ausführungen zeigen. Es wird dennoch manchmal notwendig sein, die Federpunkt-Methode anzuwenden. Dies ist bei reaktogener Pathologie dringend notwendig, wie wir im Seminar über pathologische Neuropodologie zeigen werden.】

● ● Anschrift des Verfassers:

Dr. R.-J. Bourdiol
39 rue de Fourquex
BP 5234
78175 Saint-Germain-en-Laye
Frankreich

Die Fußgewölbe

René-Jacques Bourdiol: Im zweiten Teil unserer Serie zur neurologischen Einlagenversorgung nehmen wir das Fußgewölbe in Augenschein.

Die Fußgewölbe verursachen die gegen die Schwerkraft gerichtete somatische Aufrichtung, die wir im Folgenden näher untersuchen.

Die somatische Aufrichtung

Sie wird vor allem durch die Überlagerung der verschiedenen Knochen-Bänder-Segmente der unteren Extremität und der Wirbelsäule sichergestellt. Aber sie wird, ausgehend von den Fußgewölben und bedingt durch die statischen Muskelformationen, auch abwechselnd auf diese überlagerten Knochen-Bänder-Segmente einwirken.

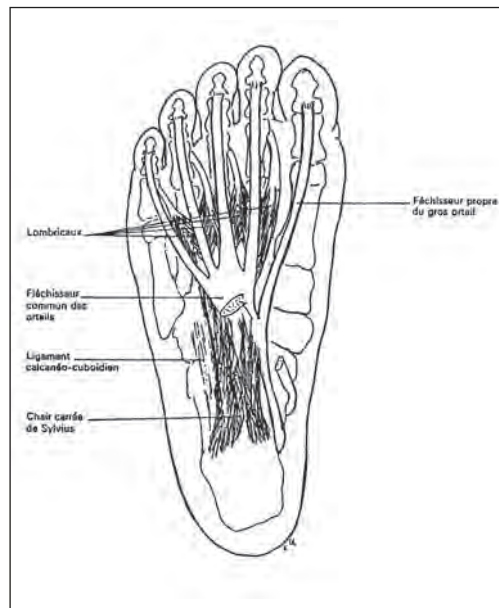
1. Die überlagerten Knochen-Bänder-Segmente

Die myografische Untersuchung hat gezeigt, dass das Stehen vor allem die Anspannung einer echten Bänderkette erfordert, die von kaudal nach kranial ver-

läuft (Abb. 1) und folgende Elemente enthält:

- die Ligamente der Fußwurzeln, vor allem das Lig. calcaneocuboideum plantare und das Lig. calcaneonaviculare plantare,
- die ligamentäre Ebene der Kniekehle,
- das Lig. iliofemorale,
- die Wirbelbänder.

2 Muskuläres tendinöses Basisrezeptionspaar. Linke Seite: M. quadratus plantae, Lig. calcanea-cuboideum, Endsehnen der langen Zehenflexoren, Mm. lumbricales, Sehne des M. flexor hallucis longus (rechts oben).



läuft (Abb. 1) und folgende Elemente enthält:

- die Ligamente der Fußwurzeln, vor allem das Lig. calcaneocuboideum plantare und das Lig. calcaneonaviculare plantare,
- die ligamentäre Ebene der Kniekehle,
- das Lig. iliofemorale,
- die Wirbelbänder.

In Elektromyogrammen lässt sich eine sporadische Aktivität des M. triceps sura (M. soleus und M. gastrocnemius) erkennen, der eine Neigung von etwa 3 Grad des Schienbeinschaftes ausgleichen soll.

2. Das Basisrezeptionspaar

Ein mittleres Fußsohlensystem nimmt die baresthesischen Nervenleitungen auf, die von den Somatorezeptoren kommen. Es bildet ein Muskel-Bänder-Paar, das direkt mit der Formation paleocerebellaris verbunden ist und eine motorische Integration gegen die Schwerkraft einleitet.

Es umfasst die Insertion von zwei federförmigen Formationen auf beiden Seiten des Fächers der langen Beuge-sehnen der Fußzehen (Abb. 2):

- hinten den M. quadratus plantae oder M. flexor accessorius, der vom Processus medialis tuberis calcanei (Innen-seite des großen Höckers des Fersen-beins) und dem Lig. Calcaneocuboideum plantare kommt.
- vorne die Mm. lumbricalis, die die

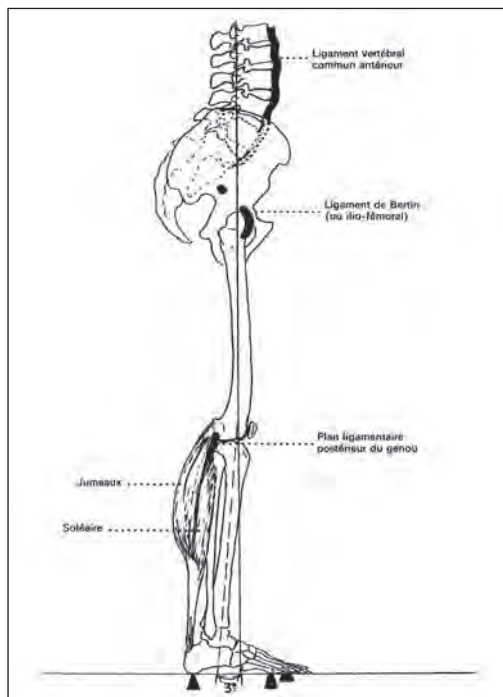
Sehnen verlassen und sich sowohl auf der äußersten postero-internen Stelle des zweiten Fußgliedes als auch auf der entsprechenden Strecksehne inserieren.

Es sei angemerkt, dass es sich nicht nur um statische Muskeln handelt, sondern auch um emotionelle Muskeln, da sie alle nur eine Knocheninsertion besitzen. So erklärt sich die sehr unterschiedliche emotionelle Haltung der Patienten, je nach ihrer Stimmungslage (depressive Haltung oder im Gegenteil die eroberrungslustige Haltung).

Dieses Basisrezeptionssystem funktioniert auf einfache Weise: Jede sagittale Verschiebung des Schwerpunkts wirkt sich auf die Barorezeptoren einer dieser Formationen aus. Diese Rezeptoren senden Nervenleitungen zu der Formation paleocerebellaris aus. Sie führen zu einer sofortigen Reflexkontraktion gegensätzlich wirkender Muskelgruppen, die das Gleichgewicht wieder herstellen. So erklären sich die physiologischen Schwankungen, die jede stehende, sich nicht bewegende Person aufweist.

3. Das Pelvische Regulationssystem

Um die Atembewegungen auszugleichen, die bei der stehenden, sich nicht bewegenden Person den somatischen Schwerpunkt in Schwingung bringen, steuert die Formatio paleocerebellaris, wie wir es gerade gesehen haben, ein permanentes kontinuierliches Muskel-



1 Die propriozeptive Knochenbänder-Kette bei einem stehenden Menschen. Linke Seite: M. Soleus, M. gastrocnemius; rechte Seite: Ligamentäre Ebene der Kniekehle; Lig. iliofemorale, Lig. longitudinale anterior (von unten nach oben).

paar. Die Stimulierung eines der zwei Elemente dieses Paares verursacht die Anspannung eines Pelvischen Regulationssystems oder „Gefäßdeltamuskeln von Farabeuf“.

Diese umfassen (Abb. 3)

- hinten den Gluteus maximus,
- vorne den Tensor fasciae latae. Die Disproportion zwischen diesen beiden Muskeln kann, – falls erforderlich (beim Niesen beispielsweise) – ausgeglichen werden, zum Beispiel durch die Aktivierung anderer Formationen wie dem M. rectus femoris,
- die Fascia lata und Tractus iliotibialis, die am Trochanter major befestigt sind, bilden das aktive Transmissions-element zum Knie.

Dieses Regulationssystem ist seinerseits Ausgangspunkt einer langen schwingenden Muskelkette.

4. Die schwingende Muskelkette

Es handelt sich um die statisch-propriozeptive Kette. Sie umfasst auch hier die abwechselnde und komplementäre Teilnahme von statischen Muskelementen, Reflexen, von denen wir ausführlich jedes seiner Bestandteile in den elektromyografischen Untersuchungen betrachtet haben. Diese verschiedenen Elemente bilden zwei Ketten, die wir alle beide als ursprüngliche Fußmuskelformationen bezeichnet haben. Es gibt also eine so genannte „Flexoren-Kette“, denn sie hat ihren Beginn in den Flexoren des Fußes und den Fußzehen. Sie steht in Opposition zur so genannten „Extensoren-Kette“,

denn diese beginnt in den Extensoren des Fußes und der Fußzehen sowie im Extensor digitorum brevis.

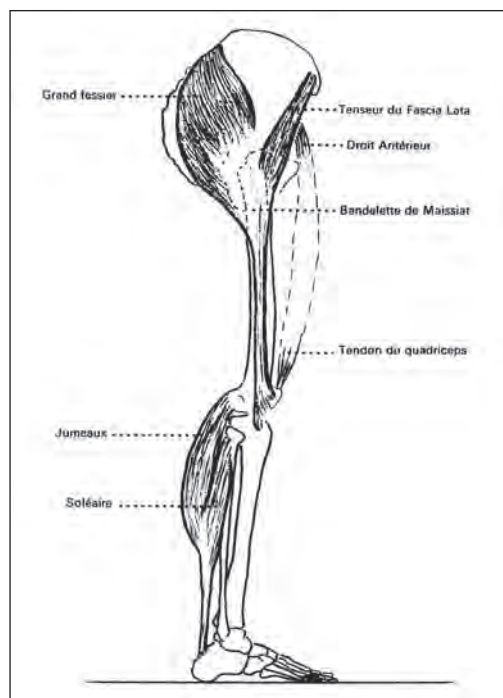
Jede dieser zwei Ketten umfasst von unten nach oben (Abb. 4):

a) Flexoren-Kette:

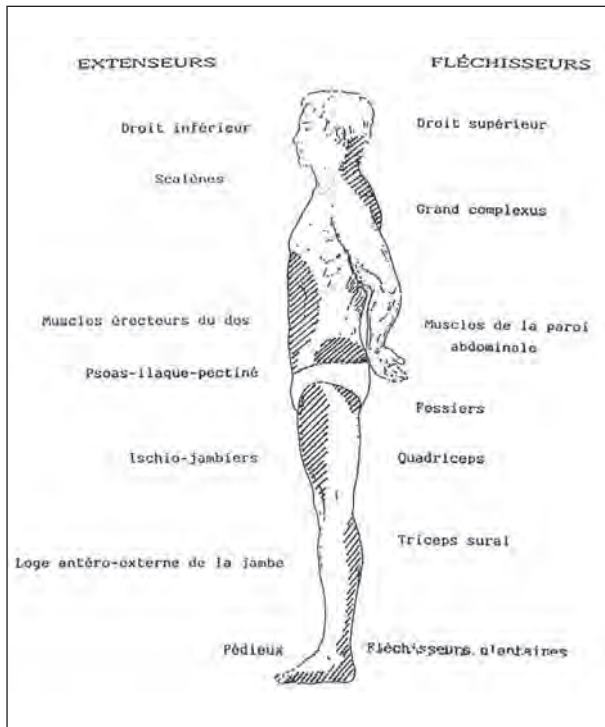
- die Flexoren der Fußsohle und den hinteren Triceps surae,
- den M. quadriceps,
- die Glutäen,
- die oberflächlichen Anteile der Bauchmuskulatur (besonders M. rectus abdominis und M. obliquus externus abdominis),
- die autochthone Rückenmuskulatur,
- und den M. rectus superior der Augenhöhle.

b) Extensoren-Kette:

- M. extensor digitorum brevis,
 - die Muskeln der vorderen, äußeren Loge des Unterschenkels, vor allem der M. tibialis anterior sowie den M. extensor digitorum longus,
 - die Ischiokrurale Muskulatur (M. biceps femoris, M. semitendinosus, M. semimembranosus),
 - den M. psoas major, M. iliacus, M. pectineus,
 - die aufrichtenden Muskeln der Wirbelsäule (M. longissimus thoracis-iliocostalis lumborum),
 - die M. scaleni,
 - den M. rectus inferior der Augenhöhle.
- Diese zwei komplementären schwingenden Muskelketten legen die anthropologischen Merkmale des physiologischen Morphogrammes, das wir näher betrachten werden, fest.



3 Pelvisches Regulationssystem: Linke Seite: M. Soleus, M. gastrocnemius, M. gluteus maximus. Rechte Seite: Sehne des M. quadriceps, Tractus iliotibialis, M. rectus femoris, M. tensor fasciae latae (von unten nach oben).



4 Schwingende Muskelketten. Linke Seite: Extensoren, plantare Fußmuskulatur, ventrale Loge des Unterschenkels, vom N. ischiadicus versorgte Oberschenkelmuskulatur, M. psoas, M. iliacus, M. pectineus, aufrichtende Rückenmuskeln, M. scalenus posterior. Rechte Seite: Flexoren der Fußsohle, M. triceps surae, M. quadriceps, Gesäßmuskulatur, Muskeln der Darmwand, autochthone Muskulatur, M. scalenus anterior (von unten nach oben)

vorteilhaft herauszustellen. Daher der Name „Rotabsätze“, mit dem die adligen Träger hoher Absätze dieser Farbe bezeichnet wurden. Die Frauen verbargen damals ihre Füße unter ihren Röcken.

Heutzutage haben sich die Gewohnheiten geändert. Die Mode will eine Frau auf hohen Absätzen. So entsteht ein sagittaler Höhenunterschied, der den Abdruck eines Frauenfußes fälschlicherweise als Hohlfuß aussehen lässt. Wir werden später beim Lotnehmen sehen, dass dem nicht so ist.

Der normal stehende Mensch

A. Das Morphogramm eines normalen Erwachsenen (Abb. 6)

Die übliche Stellung:

- Fersen stehen zusammen, die Füße bilden einen Winkel von etwa 30 Grad, in einer bequemen Haltung,
- nicht angehobene Schultern, die Arme hängen längs des Körpers herab, die Hände befinden sich in einer natürlichen Haltung,
- lockerer Nacken,
- der Blick ist geradeaus ins Unendliche gerichtet (Frankfurter Plan).

Der Patient zeigt:

- in einer selben vertikalen Ebene, die mittels einer Bleischnur dargestellt wird:
- den Hinterkopf, nämlich den hinteren Teil des Schädels (den Opistocranio der Anthropologen),
- das Scapulum, den Teil des Rückens, der der spinalen Apophyse des hintersten Wirbels entspricht,
- das Sacrum, den hintersten Punkt des „heiligen Kamm“,
- der Messpunkt am Hals zeigt etwa sechs Zentimeter an,
- der Hüft-Messpunkt immer vier Zentimeter,
- die Spina iliaca anterior superior (vor-

Chronologische physiologische Abdrücke (Abb. 5)

Alle Abdrücke, die wir bis jetzt untersucht haben, sind die eines gesunden Erwachsenen. Es gibt dennoch physiologische Abdrücke, die nicht den gleichen podoskopischen Aspekt haben.

A. Abdruck eines kleinen Kindes

Man spricht klassischerweise und fälschlicherweise von einem „Plattfuß“, obwohl es sich um einen atonischen Fuß handelt. Das willkürliche motorische System (pyramidal) eines kleinen Kindes ist nicht vollständig ausgebildet, wie es das physiologische Vorhandensein eines Babinski-Reflexes zeigt. Erst etwa im Alter von vier oder fünf Jahren ist die Myelinisation des Ischiassnervs abgeschlossen: der Babinski-Reflex verschwindet und wird durch unseren Fußsohlenhautreflex bei Beugung ersetzt.

Das Vorhandensein dieses atonischen Plattfußes macht jedes Tragen von neurologischen Einlagen unwirksam. Nur klassische mechanische Einlagen können die Fußdeformationen (oder untere myelische Deformationen) eines solchen kleinen Kindes korrigieren.

B. Valgus calcaneus beim Heranwachsenden

Während der Pubertät weisen alle Knochen Wachstumsknorpel auf, die zwischen Diaphyse und Epiphyse liegen. In genau dieser Höhe liegen die Insertio-

nen der Beinmuskeln und des extrinsekuen Fußmuskels

– entweder direkt auf Höhe der Knorpel, – oder auf der Fascia cruris profunda (tiefe Beinaponeurose), die die Tibia und die Fibula verbindet, die an den Konjugationsknorpeln befestigt ist.

Die mechanischen tendinösen Rezeptoren führen so zu Muskelinhibitionen. Die innere Fußwurzelschleuder stellt nicht mehr die senkrechte Haltung des inneren Bogens sicher. Daher der Valgus calcaneus.

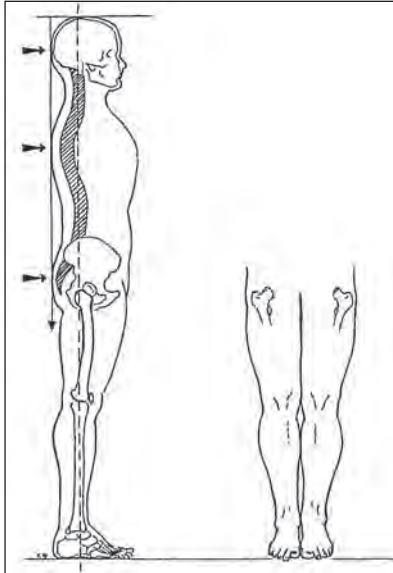
Der Heranwachsende hat also einen physiologischen posturalen Valgus-Fuß.

C. Reaktioneller Hohlfuß

Das Tragen von Absätzen wurde unter dem Königtum eingeführt, um die Wadenform bei allen Adligen, die kurze Hosen trugen,



5 Die chronologischen physiologischen Abdrücke (v.l.): Valgus calcaneus beim vorpubertären Jugendlichen; normaler Fuß eines Erwachsenen; reaktioneller Hohlfuß bei einer Frau, die hohe Absätze trägt.



6 Das Morphogramm des normalen Erwachsenen.

- derer Darmbeinstachel) im Lot der Pubissymphyse,
- die Kniescheiben sind vorne nach außen gedreht.

B. Die morphologischen Morphogramme

Es gibt drei chronologische physiologische Haupt-Morphogramme sowie drei weitere geschlechtsspezifische Haupt-Morphogramme. Dagegen gibt es nur zwei geschlechtsspezifische und zahlreiche Abweichungen je nach Rassen-Abstammung.

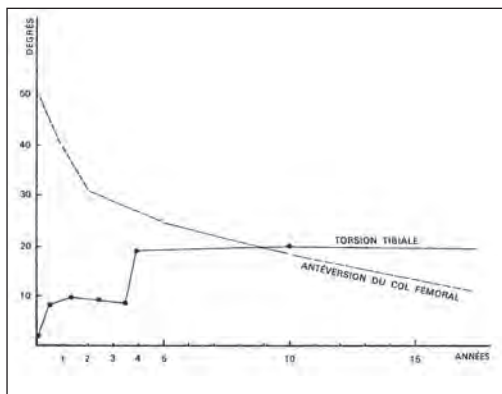
Alle diese Biotypen sind selbstverständlich die Folge des Aufbaus der Fußgewölbe.

1. Chronologisch

a) Das vorpubertäre Kind

Es besitzt einen atonischen Fuß, der mit seiner unvollständigen Ischias-Myelinisation zusammenhängt. Physiologisch wird dies über den Nahrungsstoffwechsel bedingt und somit ergibt sich die Vorrangstellung der Funktion des Darms. Es zeigt:

- immer einen tonischen Nacken, der Messpunkt am Hals beträgt immer vier Zentimeter.
- eine ausgeprägte Lordose, mit unterschiedlichen Messergebnissen.
- Dies führt zu einer Anteversionsneigung (nach vorne) des Oberschenkels, die sich allmählich normalisiert (Abb. 7).
- die Torsion der Tibia wird sich ziemlich plötzlich korrigieren, wenn zwischen vier und fünf Jahren die Ischiasmyelinisation einsetzt, die sich durch den Fußsohlen-Hautreflex bei physiologischer Beugung äußern wird.



7 Entwicklung der Anteversion des Oberschenkelhalses und der Schienbeintorsion.

– Es liegt sehr oft ein fließendes hinteres Sacrum vor.

b: Der Heranwachsende (Abb. 8)

Das Vorhandensein von Wachstumsknorpeln führt zu einem physiologischen Valgus calcaneus, der sich erst sehr allmählich korrigiert.

Die Fußsohleneversion führt durch das deutliche Absinken der Facies articularis talaris media zu einer Innenrotation der Tibia:

- die Patella geht nach vorne und nach innen,
- innere Rotation des Oberschenkels,
- sehr oft ein Genu recurvatum,
- Projektion nach vorne und die daraus folgende Neigung des Beckens nach vorne – also eine Erhöhung des Messergebnisses an den Hüften mit dem Auftauchen eines Messpunkts am Sacrum.

Diese pelvische Projektion bedingt zusammen mit den Schwingungen der statischen Muskulatur (die aus den physiologischen retikularen Schwingungen zu dieser Zeit der somatischen und psycho-emotionalen Ausbildung folgen) das in diesem Falle typische Scapulum posterior mit einem Messergebnis am Hals von immer mehr als vier Zentimetern.

Das Auftauchen von Arthralgien am Fersenbein und/oder Myalgien erfordert das Tragen von Einlagen (in diesem Fall ein neurologischer interner calcaneärer Keil) sowie das Ausüben einer Sportart. Der Keil muss an der geeigneten Stelle platziert sein, um eine möglichst gute Heilung des posterioren Scapulums zu ermöglichen.

c: Der alternde Erwachsene

Aufgrund der mehr oder weniger ausgeprägten Hypotonie, wird der Patient zunehmend gebeugt und seine Fußgewölbe geben nach. So kommt es zu einem Valgus calcaneus und einer somatischen Deformierung, die an jene des Heranwachsenden erinnert. Nur, dass er beim alternden Erwachsenen in einem arthrotischen Kontext steht und meistens sehr schmerzhaft ist. Dies erfordert eine propriozeptive Fußtherapie. Es muss ein interner calcaneärer Keil getragen werden. Erforderlich sind außerdem mehr oder weniger spezielle Rehabilitationsmaßnahmen sowie die Ausübung einer Sportart, die die Muskeln trainiert. (Fahrrad, Golf, Schwimmen). Diese Techniken werden später noch genauer erklärt.

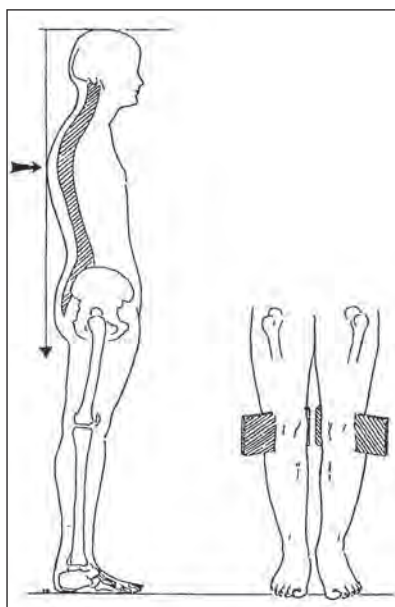
2. Geschlechtsspezifische Unterschiede

Das Tragen von mehr oder weniger hohen Absätzen führt vor allem bei der Frau zur Bildung eines sagittalen Höhenunterschiedes des Fußes. Der Absatz befindet sich immer höher als der vordere Fuß. Dieser falsche Hohlfuß bedingt die typische Haltung, die wir als „Dysmorphie der Frau mit hohen Absätzen“ bezeichnet haben (Abb. 9) mit einem typischen Scapulum posterior in stehender, unbeweglicher Stellung, aber mit einer pelvischen Hypertonie, die sich beim Gehen durch die Projektion des ganzen Oberkörpers nach vorne ausdrückt.

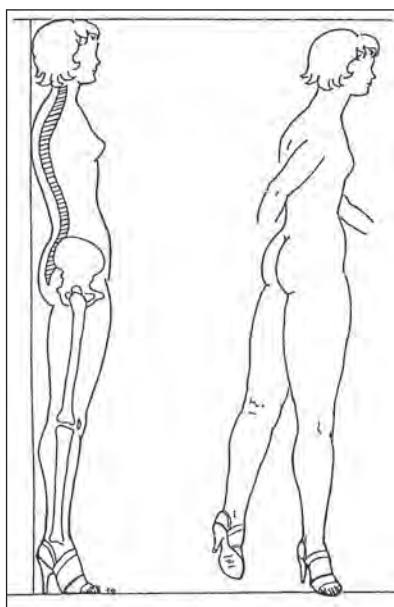
3. Abstammungstypische Unterschiede

Wir haben bereits die falschen Hohlfüße der Sandläufer erwähnt. Das Laufen der Kinder oder Heranwachsender sowie bestimmte Gewohnheiten bei Kleidung oder Schuhen (die japanischen Socken, Mokassins der Indianer,) führen zu sehr unterschiedlichen Morphotypen. Erwähnt seien hier lediglich die großen Unterschiede der Gefäßmuskeln und der pelvischen Morphologie, die man bei einigen Völkern Afrikas oder Asiens feststellen kann.

Aufgrund der zu geringen Anzahl anthropologischer und podologischer Maße dieser Menschen können wir die abstammungsspezifischen morphologischen Abweichungen nicht näher beschreiben. Sie sind dennoch physiologischer Natur. Jeder Versuch, ihr Morphogramm den europäischen Normen anzupassen, hatte immer katastrophale Auswirkungen in funktioneller Hinsicht.]



8 Morphogramm eines Menschen mit Valgus calcaneus.



9 Dysmorphie der Frau mit hohen Absätzen.

● ● **Anschrift des Verfassers:**

Dr. R.-J. Bourdiol
39 rue de Fourquex
BP 5234
78175 Saint-Germain-en-Laye
Frankreich

Teil III folgt in Ausgabe 10/2001

Der gehende Mensch

René-Jaques Bourdiol: Wie wirken afferenzstimulierende Einlagen auf die Körperstatik und in der Bewegung?
Der französische Neurologe Dr. René-Jaques Bourdiol hat ein eigenes System zur „neurologischen“ Einlagenversorgung entwickelt, das er in Deutschland inzwischen in mehreren Seminaren erläutert hat. Die physiologischen Grundlagen dieser Versorgungstechnik, bei der durch Einlagen ohne mechanische Unterstützung die Körperhaltung verändert wird, stellten wir im vergangenen Jahr in einer dreiteiligen Serie (OST 7/8, 9 und 10, 2001) vor. In einem Fortsetzungsseminar (s. Bericht Seite 41) erweiterte Bourdiol die Erläuterungen zu seiner Theorie auf den gehenden Menschen. Teil 1 finden Sie im Folgenden. Teil 2 folgt in Ausgabe 2/03.

[Mit welcher Geschwindigkeit auch immer der Mensch sich auf der Erde fortbewegt, ob er nun geht, läuft oder springt, so hängt seine somatische (körperliche) aufrechte Haltung immer von seinen übereinander gelagerten, und alternierenden, gegen die Schwerkraft gerichteten reflexiven propriozeptiven Muskelgruppen ab, die wir unter der Ausgangsbezeichnung der distalen Fußmuskeln kennen, das heißt:

- Kette der Flexoren, die bei den Plantarflexoren beginnt, und die
- Kette der Extensoren, ansteigender kurzer Zehenstrecker (extensor digitorum brevis).

Dennoch muss wohl anerkannt werden, dass der kinetische Mensch beim Gehen nur in drei kurzen Momenten aufrecht auf beiden Füßen steht, welche wir im letzten Seminar untersucht haben: meistens stützt sich der Mensch beim Gehen auf einen Fuß, bzw. beim Laufen oder Springen befindet er sich manchmal sogar in der Luft, ohne irgend einen Kontakt zum Boden zu haben.

Diese Besonderheiten sind die Folge von vier Faktoren, die wir im Folgenden untersuchen werden, nämlich:

- die aponeurotisch-ligamentären und tendinösen Formationen des Fußes, die ihm beim Gehen, Laufen oder Springen Elastizität verleihen, wobei die melische Muskeltätigkeit gesteuert und sogar begünstigt wird;
- die unterschiedliche zerebellare Innervation der Plantarmuskeln;
- die Beschaffenheit der spezifischen Muskelgruppen für die Stabilisierung des Beckens und die Ausrichtung der Schritte;
- die Verkürzung seiner Glieder und das Sichsenken des Körpers proportional zur Fortbewegungsgeschwindigkeit.

Die aponeurotisch-ligamentären und tendinösen distalen Formationen des Fußes

Die charakteristische lokomotorische Eigenschaft eines jungen und schwungvollen Menschen ist, wie einfach er sich bewegt und wie elastisch seine Schritte sind. Diese beiden Faktoren hängen von zwei anatomisch-physiologischen Aspekten ab, die wir im Folgenden untersuchen werden. Wir beginnen mit den aponeurotisch-ligamentären und tendinösen distalen Formationen des Beines, bevor wir die tiefen Plantarmuskeln weiter untersuchen, die archizerebellar abhängig sind und im ersten Fußstrahl zusammenlaufen.

Diese Formationen bilden die Kette des Fußhängewerks, zu dem noch die stabilisierenden Fußsehnen und die Achillessehne (tendo calcaneus) hinzu zufügen sind.

A Der Fußträger

Wir erinnern daran, dass unsere Experimente den typischen Aufbau des „Fußhängewerks“ gezeigt haben (Abb. 1), denn der Fuß senkt sich nur im Bereich der Plantarligamente und der Plantaraponeurose bei ihrer gemeinsamen hinteren Insertion im Kalkaneus.

B Die stabilisierenden Fußsehnen

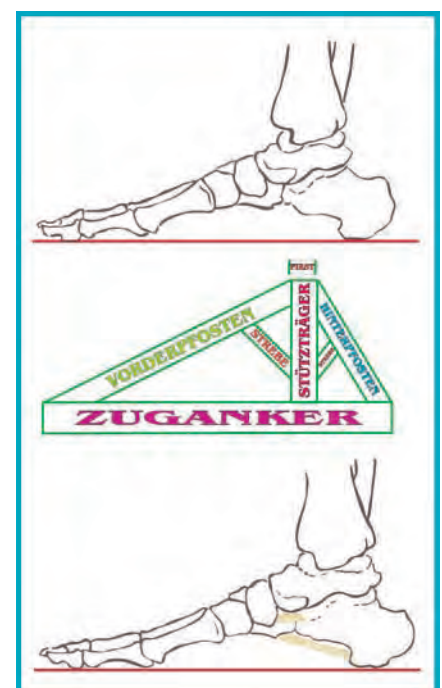
Die Sehnenformationen sind in der Tat nur stabilisierend. Sie sind allerdings sehr elastisch, machen den Knöchel geschmeidig und gewährleisten die Elastizität der Schritte. Es handelt sich dabei, wie die Abbildung zeigt,

- an der Außenseite um den M. peroneus brevis (fibularis brevis) und
- an der Innenseite um den hinteren Schienbeinmuskel (tibialis posterior), den Beuger der Großzehe (flexor hallucis longus), und um den M. peroneus longus (fibularis longus) (Abb.2).

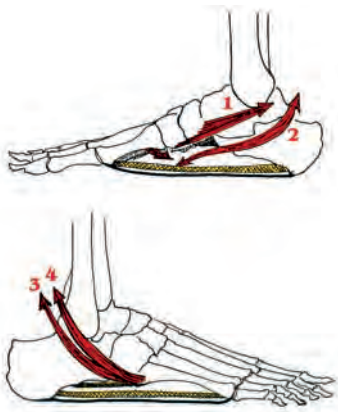
Bemerkenswert ist der außerordentliche Wert der „inneren Schleuder“, die aus der Wahrung des ersten Keilbeins (cuneiforme mediale) und des Kahnbeins (naviculare) durch die Verbindung des vorderen und hinteren Schienbeins (tibiales) gebildet wird.

C Die Achillessehne

Im klassischen Sinne ist die Achillessehne die Abschlussehne des Musculus triceps surae. In Wirklichkeit zeigen die Sezierungen, dass sie konstitutionell nur die des Schollenmuskels (M. soleus) ist. Der Zwillingswadenmuskel (gastrocnemii) läuft in der Tat nach unten und vereinigt sich mit der Wadenmuskelponeurose. Seine distalen Sehnenfa-



1 Das Fußhängewerk



2 Der Träger und die äußeren Fußsehnen.
Stabilisierende Fußmuskeln (schematisch).
Oben, am inneren Bogen.
Unten, am äußeren Bogen.

- 1 hinterer Schienbeinmuskel.
- 2 Beuger der Großzehe.
- 3 seitlicher langer Wadenbeinmuskel.
- 4 seitlicher kurzer Wadenbeinmuskel.



Wirkung des seitlichen langen
Wadenbeinmuskels auf die seitliche
Stabilität.

sen verstärken allerdings die Achillessehne, die rund wird, um auf der unteren Hälfte in der Hinterseite des Kalkaneus zu enden. Eine Serumtasche trennt sie von der Hinterseite des peronäalen Schienbeineinschnitts.

Zusammen mit den sie überragenden Muskeln und der Sehnenhaut weist die Achillessehne experimentell, wenn sie an einem „frischen“ Versuchsobjekt entnommen wird, den mechanischen Wert einer starken Elastizität mit einer guten Zusammensetzung und dem selben Umfang auf.

Aufgrund ihrer schlechten, viel zu oft geringen Gefäßversorgung brauchen traumatische Verletzungen manchmal sehr lange, um zu vernarben.

Über den Schritt und die Schritte

Auch wenn das Gehen, Laufen oder Springen meistens willentlich begonnen wird – es handelt sich also um eine kortikale Handlung – so ist die Steuerung unserer Bewegung vollkommen automatisch. Um sich davon zu überzeugen reicht es aus, willentlich und bewusst die einzelnen erforderlichen Bewegungsschritte umzusetzen. Dann werden Sie schnell merken, wie schwierig diese Aufgabe ist. Wenn man sich aber hingegen damit abfindet reflexartig zu handeln, läuft alles fast wie ein Wunder ab.

An diesem Punkt sollte man die drei plantaren aponeurotischen und mus-

kulär-tendinösen Stränge untersuchen, um die einzelnen Schrittmodalitäten zu verstehen. Zuerst werden wir den anatomisch-physiologischen neurologischen Aspekt untersuchen und dann zu ihren funktionalen Eigenschaften übergehen. Es gibt allerdings auch einen mechanischen Aspekt der Schritte, den wir an dritter Stelle untersuchen werden.

A Die plantaren Muskelstränge

Unsere Forschungen haben es uns ermöglicht, allen drei Plantarmuskelsträngen eine besondere Abhängigkeit vom Kleinhirn zuzuweisen.

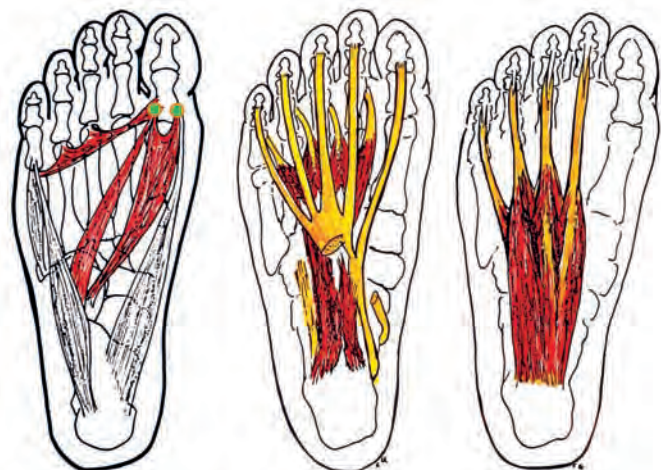
- Der Oberflächenstrang setzt sich aus dem kurzen Plantarbeuger, dem kur-

zen Beuger und dem Abduktor des V (siehe Abb.3) zusammen und hängt vom Neocerebellum (Kleinhirnhemisphären, entwicklungsgeschichtlich relativ jung) ab, dessen enge Beziehungen zur netzförmigen Haubenregion des Mesencephalon und des Metencephalon (Teile des Mittelhirns) ihre unmittelbare tonische Beschaffenheit erklären, ähnlich dem kortikalen „Aufwachen“. Im Neocerebellum ist das individuelle Gangmuster gespeichert.

- Der mittlere Strang setzt sich aus den Sehnen der Beuger und der beiden Muskelformationen, die diese halten und deren distale Handlungen steuern, den Mm. lumbricales vorne und dem quadratischen Sylviusmuskel (M. quadratus plantae) hinten, zusammen und hängt vom Palaeocerebellum ab (Alt Kleinhirn, bestehend aus verschiedenen Teilen, hat vor allem Verbindung zum Rückenmark, entwicklungsgeschichtlich etwas jünger als das Archicerebellum), das die Koordinierung der Wechselbewegungen von Beugern und Streckern steuert.
- Der tiefe Strang beschränkt sich auf die im ersten Strahl zusammen laufenden Muskeln (Abduktor, kurzer Beuger und quere und schräge Gruppen des Abduktors des Großzehs) und wird vom Archicerebellum (entwicklungsgeschichtlich ältester Teil des Kleinhirns) gesteuert, das für das Gleichgewicht zuständig ist.

B Funktionelle Physiologie der Muskelstränge

Der Oberflächenstrang: Die Tatsache, dass die Oberflächenmuskeln an der körpereigenen Spannung netzförmig

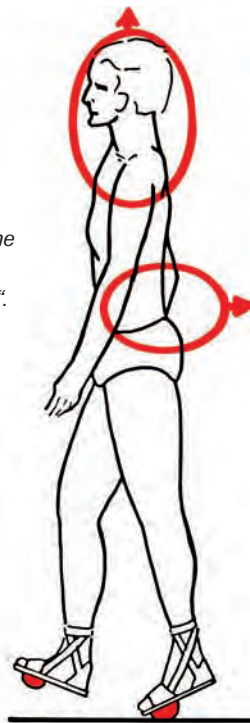


3 Die drei Fußsohlenmuskelstränge.



4 Die orthostatischen Muskelgruppen.

5 Somatische Wirkung der „Kugelsohlen“.



Aktivierung der Beugergruppe mit Verlängerung der Silhouette, Verlagerung des Körpers nach hinten, Verringerung der lumbalen Lordose, Unterleibverfeinerung, Verlagerung des Schwerpunktes nach hinten.



Aktivierung der Streckerkette mit Verlagerung des Kopfes nach vorne, Absenkung der Schulterblätter, Verlagerung des Unterleibes, Verstärkung der lumbalen Lordose, Verlagerung des Körpers nach vorne, Verlagerung des Schwerpunktes nach vorn.

beteiligt sind, wurde gut in Experimenten an sowjetischen Astronauten gezeigt: Gummiseile, die einen kontinuierlichen Druck auf die Fußsohle ausübten, haben bei den Astronauten ihre physiologischen Wirbelkrümmungen wieder erscheinen lassen.

Die Dominanz des Palaeocerebellums erklärt durch die emotionale Konstitution der Muskeln des mittleren Strangs das spezifische Entstehen der unterschiedlichen Schrittmodalitäten je nach Bewusstseinszustand (Trunkenheit des Alkoholikers oder die ungeschickten ersten Schritte nach einem abrupten Aufwachen) oder je nach Stimmung (arroganter Schritt des Condottiere [Söldnerführer], flüchtiger Schritt des Schüchternen, usw.).

Die Beziehungen zwischen den Muskeln des tiefen Muskelstrangs und dem Steuer für das somatische (körperliche) Gleichgewicht werden gut in den mangelhaften Bewegungen der Alkoholiker veranschaulicht, vor allem, wenn diese sich mit einem Fuß aufstützen.

C Mechanischer Aspekt der Schritte

Das Bein des sich fortbewegenden Menschen kann mit einem Pendel verglichen werden, das man schwingen lässt.

Genau so wie letzteres in einem Rhythmus schlägt, der von der Fadenlänge abhängt, gibt es eine identische mechanische Beziehung zwischen der Gliedlänge und dem erforderlichen angemessenen Schwingungsrhythmus.

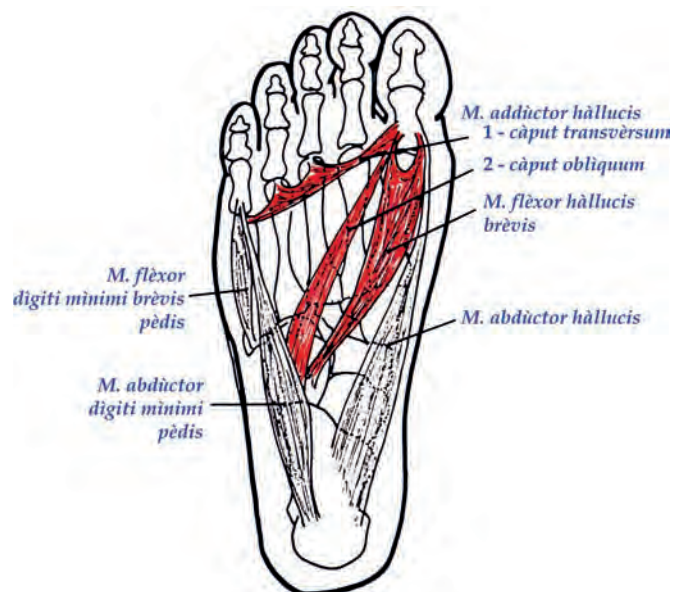
Zur Objektivierung des individuellen physiologischen Rhythmus reicht es aus, die Personen dazu aufzufordern, sich auf ein Bein zu stellen und das andere in der Luft hängen zu lassen. Dann wird die Person dazu aufgefordert, sich zu entspannen, und das untätige Bein wird kurz angestoßen: die ausgelöste Schwingung zeigt dann den richtigen Rhythmus.

Die orthostatischen Muskeln im kinetischen Menschen

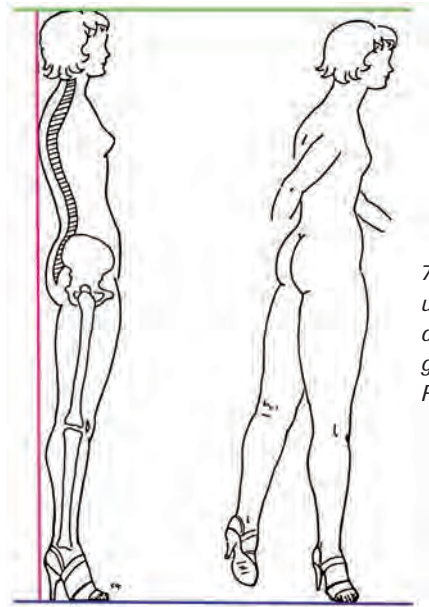
Die übereinander gelagerten und wechselnden statischen Muskelgruppen (Abb. 4) sind weiterhin bei der Fortbewegung funktional. Beim natürlichen reflexiven Gehen verhalten sich alle harmonisch zueinander. Die Person geht, indem sie abwechselnd die Bewegungen in jeder Körperhälfte ausübt, mit weichem Nacken, herunterhängenden Armen, die sich entgegengesetzt zu den Beinen bewegen.

Aber wir werden sehen, dass jegliche

Beschleunigung der Bewegung progressive Muskelkontraktionen auslöst. Diese fangen bei den distalen Extremitäten an: Die Fäuste werden geballt und die Fußachse wird wieder aufgerichtet, der Schrittablauf wird sagittaler. Dann beugen sich Ellenbogen und Knie sehr schnell immer deutlicher.



6 Muskelgruppen des Fußes



7 *Haltungsbedingte und kinetische Veränderungen der "hochgestellt gehenden Frau".*

Eine laufende Person hat bekanntlich eine typische „zusammengerollte“ Haltung.

Diese somatischen Veränderungen sind die Folge dreierlei Faktoren: erstens schränkt die Beschleunigung der Gangart die physiologische Weite der einzelnen Körpersegmente ein, zwei-

tens wird der Schwerpunkt nach vorne ins Substantationsviereck verlagert, und drittens haben wir die Miteinbeziehung neuer Muskelgruppen, die mit der Bewegungsrichtung verbunden sind.

Aber bevor wir den dritten Punkt im Zusammenhang mit der Muskeltätigkeit durch die zwei lateralen Bögen untersu-

chen, müssen wir erst noch die Veränderungen beschreiben, die das Gehen in den statischen Muskelgruppen vollzieht. Dafür werden wir die Wirkung der „Kugelsohlen“ an einer gehenden Person nutzen (Abb. 5). Dabei handelt es sich, wie der Name besagt, um ein Gerät, das von Flavio Forner entwickelt



8 Die Muskelgruppen der Schrittausrichtung 1.

wurde: eine Sohle mit einer Gummihalbkuugel, die in der sagittalen Achse beweglich ist, so dass die Versuchsperson dazu gezwungen wird, sich in einer mehr oder weniger weit vor der Halbkugel gelagerten Lage zu bewegen. Die Vorderlage der Kugel (linke Abbildung) aktiviert die Fußbeugergruppe, während die Hinterlage (rechte Zeichnung) die Streckergruppe aktiviert. Die wahlweise Aktivierung der betroffenen Muskeln impliziert die in Abbildung 5 dargestellten somatischen Veränderungen.

Die Gummihalbkuugel enthält einen mehr oder weniger harten Bereich. Mit dieser Vorrichtung kann eine zusätzliche Stimulierung der betroffenen Gruppen erfolgen. Man sollte mit den härteren Bereichen beginnen.

Die Verwendung der Vorderkugelsonhle ist die einfachste und wirkungsvollste Therapie, die mehrmals pro Tag verwendet werden kann, um die Körperhaltung zu verfeinern und zu verlängern. Die Verwendung von Kugelsonhlen, die unterschiedlich auf der sagittalen Achse positioniert sind, ist hingegen bei der Behandlung von Skoliosen bedeutend.

Der kinetische Mensch

Die übereinander gelagerten und abwechselnden statischen Muskelgruppen (die der Fußbeuger und -strecker) sind immer betroffen und somit immer aktiviert (Abb. 6).

Ihre Rolle ist allerdings jetzt nebensächlich: Wenn nämlich die drei medianen Fußhängewerke immer den Kampf gegen die Schwerkraft steuern, so hängt das kinetische Element der Muskeln von den zwei Bögen und vor allem von denen des Innenbogens ab.

Die Schrittorientierung

Die Orientierung des Schrittes wird durch die Linie objektiviert, die die Aufsatzmitte des Kalkaneus mit dem Vorderstrahl des Fußabrollens vereint. Der Schrittwinkel wird mit einem Goniometer gemessen, wobei ein Schenkel in der von der Versuchsperson eingeschlagenen Richtung (sagittale Richtung), der andere Schenkel parallel zur Fußachse positioniert. Dieser Test kann auch folgendermaßen durchgeführt werden:

- im Labor, indem ein flüssiges Fett verwendet wird, das auf die Fußsohle

gestrichen wird, wobei die Person sich frei auf einer spezifischen Papierbahn fortbewegt;

- indem Fußspuren im nassen Sand an zahlreichen Stränden untersucht werden.

Die so definierte Schrittausrichtung hängt von drei Hauptfaktoren ab, nämlich von der Gehgeschwindigkeit, von der geologischen Zusammensetzung des Bodens und vom Schuhtyp.

A Die Gehgeschwindigkeit

Der Winkel ist immer wichtiger, wenn die Versuchsperson langsam geht, im Spaziertempo. Er wird proportional zur Gehgeschwindigkeit kleiner.

B Die geologische Zusammensetzung des Bodens

Wir sind zu dieser Feststellung nach zahlreichen Messungen gekommen, die wir an zahlreichen Orten in unterschiedlichen Höhenlagen und Gegenden durchgeführt haben.

Ein sedimentärer Boden zeichnet sich durch die extreme Achsengeschlossenheit der Schritte aus. Bei Magmaböden hingegen, ob nun im Gebirge oder auf Inseln, divergieren die Fußachsen stärker.

Ferner haben wir festgestellt, dass auch die Messpunkte an der Wirbelsäule je nach Gehgeschwindigkeit variieren. Das hängt zum Großteil von der Verschiebung des somatischen Schwerpunktes nach vorn im Substantationsviereck ab. Es gibt aber auch eine eindeutige pedologische Ätiologie: Wie die Untersuchung der Messpunkte an der Wirbelsäule durch die tonische Beschaffenheit ihrer hinteren Muskelgruppen zeigen, die zu hypersthenischen Lordosen führen, bestimmt vulkanisches Gestein einen reaktogenen Prozess (hoher Muskeltonus), mit der Bildung eines Hohlfußes und der Herausbildung einer sehr häufigen arthrotischen und neurovaskulären Pathologie.

C Der Schuhtyp

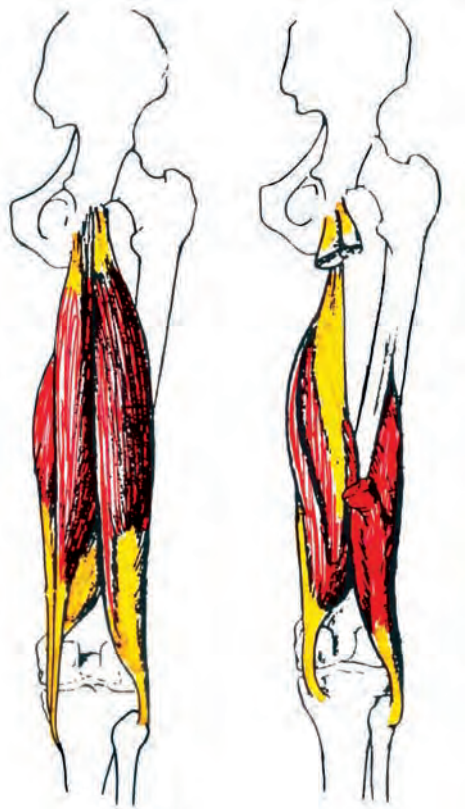
Der Absatz bei unseren westlichen Schuhen bestimmt einen sagittalen Höhenunterschied des Fußes proportional zur Höhe des Kalkaneus. Ein reaktiver Hohlfuß weist somit folgende Folgen auf:

- Fußfolgen, mit der sich lateralisierten Fußabrollachse. Die Schwungphase betrifft nicht mehr den ersten Strahl, sondern den zweiten und dritten, was die Arthroseveränderungen

9 Die Muskelgruppen der Schrittausrichtung 2.

Auf Beinebene erfolgt die Ausrichtung der Patella unter Beteiligung der zwei ischio-tibialen Muskelgruppen:

- der Bizeps
- und der *M. semitendinosus*.



10 Die Muskelgruppen der Schrittausrichtung 3.

Auf Oberschenkelebene stellen schließlich alle peritronchanterischen Muskeln die Gehrung sicher.



der sogenannten „griechischen“ Füße konditioniert, sowie Entzündungen der Sesambeine, distale Veränderungen der Großzehen bei „römischen“ Füßen, Absenkung der medianen Plantare der „Quadratfüße“;

- Haltungsfolgen (hochgestelltes Gehen der Frau) (Abb. 7);
- sowie alle anatomischen und internen Komplikationen, die mit diesem Syndrom verbunden sind.

Die Muskelgruppen der Schrittausrichtung

Von der Entscheidung des Gehens an wird eine erste Gruppe aktiv. Unter dem

Einfluss des Lobus frontalis sind ihre Zusammensetzung und Bestimmung kortikofugal (von der Großhirnrinde nach peripher). Aber aus didaktischen Gründen gehen wir von unten nach oben vor.

Auf distaler Ebene haben wir zwei grundlegende Schritte:

- das Abrollen des Fußes von hinten nach vorne auf einer internen Achse, denn die Ausrichtung wird von der inneren Schleuder gesteuert (Abb. 8);
- dann erfolgt eine Außendrehung der „Freigabe“ des hinteren Schienbeins, die von den Fußsohlenbeugern gemeinsam gesteuert wird.

Danach erfolgt eine äußere Ausrichtung der Patella durch die reflexive Kontraktion des ischio-tibialen Bizepsmuskels und des *M. semitendinosus* (Abb. 9).

Schließlich stellen die peritronchanterischen Muskeln (s. Abb. 10) die Drehung sicher, die für die beschlossene Ausrichtung erforderlich ist.]

● ● Anschrift des Verfassers:

Dr. René-Jaques Bourdiol
Résidence Saint Dominique
26 A Avenue Pierre Mendès
27200 Vernon
Frankreich

Neurologisch und mechanisch



1 Das Podoskop zeigt die Morphologie der Fußsohle mit ihren Belastungsverhältnissen.

Ob neurologisch, mechanisch oder mit der Reflextherapie; der zweite Seminarteil der Fachzeitschrift Orthopädiesschuhtechnik mit Dr. René-Jaques Bourdiol brachte den Teilnehmern neue Einblicke in die Therapiekonzepte des französischen Neurologen. Im italienischen Montegrotto, nahe Padua, fanden sich die Teilnehmer vom 28. bis 30. November ein, um mehr über Bourdiols Behandlungen von Fußerkrankungen zu erfahren.

Nachdem sich der erste Block der Statik des menschlichen Bewegungsapparates in seiner spezifischen Ausprägung gewidmet hatte, ging es in dem weiterführenden Seminar nun um den gehenden Menschen und um Fußpathologien (siehe Beitrag S. 12). Referenten waren wie in den Einführungsseminaren, Dr. René-Jaques Bourdiol, der die Methode entwickelt



2 Physiotherapeut Flavio Forner prüft die Gelenkbeweglichkeit.

hat, Dr. Guiseppe Bortolin, der die fachlich-wissenschaftliche Arbeit des inzwischen 75-jährigen Bourdiol weiterführt, sowie Physiotherapeut Flavio Forner, der sehr eng mit Dr. Bortolin zusammenarbeitet und auch einige Therapiegeräte entwickelt hat.

Ursachenforschung

Bourdiols Formel: Jedes Leiden muss auf der Ebene seiner Ursache behandelt werden. Mechanische Erkrankungen mit mechanischen Methoden, neurologische Leiden mit eben solchen Therapien.

Die jeweiligen Ursachen zuzuordnen ist nicht immer einfach. Schon die Frage, ob ein Beinlängenunterschied mit der Lateralität (bevorzugten Seite) des Betroffenen zusammenhängt, anatomisch bedingt ist oder mit einer Skoliose einhergeht und neurologische Ursachen hat, erfordert eine gründliche Diagnostik. Neben dem Messen der Beinlängen (spinocalcaneärer Abstand) werden auf dem Podoskop (Abb. 1) die Belastungsmuster der Fußsohle und deren Reaktionen untersucht.

Neurologisch und mechanisch

Im Verlauf des Seminars wurde auch deutlich, dass Bourdiols und Bortolins Auffassungen bei der Therapie vieler klassischer Fußerkrankungen, wie Hallux valgus, Metatarsalgien, Fersensporn, Hammer- und Krallenzehen oder Morton-Neuralgien nicht so sehr weit von den bekannten orthopädiesschuhtechnischen Versorgungsmöglichkeiten entfernt sind – nicht alles kann nur mit neurologischen Einlagen therapiert werden.

Mit einer ergänzenden neurologischen Behandlung, manueller Therapie oder einer Reflextherapie kann man aber auch hier Schmerzen und Symptome lindern und so den Rehabilitationsprozess unterstützen. Aus diesem Grund empfiehlt der Neurologe bei vielen Fußpathologien die Kombination von mechanischen und neurologischen Behandlungselementen.

Mit isometrischen Übungen erzielt Physiotherapeut Flavio Forner nicht nur gute Ergebnisse beim reaktogenen oder involutiven Syndrom von Fuß und Bein,



3 Dr. Bourdiol misst den Hautwiderstand.



4 Auch eine Hornhautverkrümmung kann für Nackenverspannungen verantwortlich sein, wenn Betroffene versuchen, das Defizit motorisch auszugleichen.

sondern geht auch gezielt gegen spezifische Fußpathologien vor. Hammer- und Krallenzehen beispielsweise werden neben neurologischen Sohlen mit einem retrokapitalen Bügel auch durch physiotherapeutische Übungen gegen einen adaptierten Widerstand behandelt (Abb. 2). senkt.

Wie sich in diesem zweiten Seminarteil zeigte, hatten einige Teilnehmer die Zeit seit dem Einführungsseminar genutzt, weitere Kurse zu dieser Technik zu besuchen. Für sie war es deshalb eine ideale Gelegenheit, das Erlernte beim Erfinder der Technik weiter zu vertiefen. Das Bedürfnis einiger Teilnehmer, mehr praktische Übungen zu machen, konnte allerdings nicht ganz befriedigt werden, weshalb über ein weiteres Seminar mit Schwerpunkt auf der Praxis nachgedacht wird.] uh/be

Vermessung der Körperstatik nach Bourdiol

Rainer Ziegler: *Im Gegensatz zu den verbreiteten mechanischen Einlagen, handelt es sich bei propriozeptiven Sohlen um Wirkungsmechanismen, die den physiologischen Gegebenheiten des neuro-muskulären Bewegungsapparates Rechnung tragen. Um die Wirkung auf die gesamte Körperhaltung zu überprüfen, gibt es verschiedene Messtechniken. Das bei va bene, Neubeuern, angebotene Ausbildungsprogramm*, dessen Grundprinzipien und Techniken zur Haltungsprüfung hier vorgestellt werden sollen, orientiert sich eng an der Methode von Dr. Bourdiol und Dr. Bortolin.*

An vielen Stellen des Körpers befinden sich Propriozeptoren (Mechanorezeptoren, die über die Lage des Körpers im Raum Aufschluss geben), zum Beispiel auf der Kopfhaut, an den Handinnenflächen und den Fußsohlen. Sie nehmen sensible Reize auf und leiten diese an die Steuerzentrale des autonomen Nervensystems, das retikuläre System an der Basis des Schädels, weiter. Es ist Bestandteil des Stammhirns, des ältesten Gehirnteils in der Entwicklung des Menschen. Reize, die zum Beispiel von der Fußsohle an das retikuläre System gemeldet werden, „triggern“ sofort Konditionen für Muskelanspannung und Körperhaltung an die Peripherie zurück, um damit einen optimal koordinierten und balancierten Bewegungsablauf zu ermöglichen. Richtiges Gehen, Stehen, Laufen, Springen, aber auch reflektorische Reaktionen zur Aufrechterhaltung des Gleichgewichts wären ohne das Vorhandensein physiologisch intakter Propriozeptoren erheblich beeinträchtigt oder überhaupt nicht machbar.

In diesen Regelkreislauf kann man mithilfe von neuromuskulären Prozeptoren (Stimuli für die Mechanorezeptoren) eingreifen, die als Bestandteil von Sohlen in Schuhe eingelegt werden. Durch sie können an bestimmten Stellen spezifisch wirksame Propriozeptoren stimuliert werden. Die Auswahl und Positionierung von Prozeptoren auf entsprechenden Sohlen kann erst erfolgen, nachdem die Statik und die Schmerzsymptomatik des Körpers genau untersucht wurden. Bei der Befundung der Körperstatik werden folgende Bereiche differenziert:

- Statik des nach vorne gerichteten Bewegungsapparates

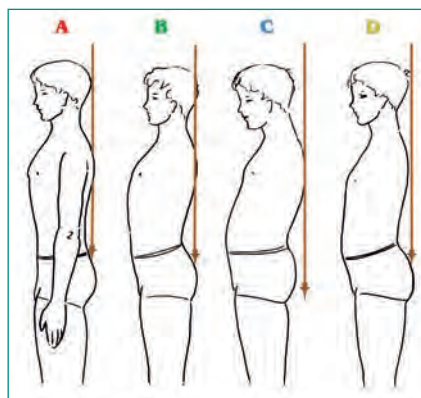
- Statik des nach hinten wirksamen Bewegungsapparates
- Abweichungen des Wirbelsäulenprofils

Im Zusammenhang mit einer gestörten Statik spielen festzustellende Muskelspannungen eine wesentliche Rolle, da über sie bestimmte Gleichgewichtszustände kompensiert werden.

Die Haltungsprüfung

Eine klinische Untersuchung der Füße oder der Wirbelsäule erfordert präzise somatische Messungen, die mit speziellen Geräten und einer strikt einzuhaltenden Methode durchgeführt werden. Die zu untersuchende Person muss immer aufrecht stehen und folgende Grundhaltung einnehmen:

- der Blick ist ins Unendliche gerichtet;
- die Frankfurter Ebene (die in der Anthropologie allgemein anerkannte Ebene, die durch den unteren Rand der Orbita, den Tragus oder das Temporomandibulargelenk geht) ist horizontal;



1 Morphologische Variationen der Wirbelsäulen-Messpunkte.

- die Arme hängen locker neben dem Körper;
- die Fersen stehen nah beieinander;
- die Füße sind vorne in einem Winkel von etwa 30° geöffnet. Dabei ist zu berücksichtigen, dass jeder Mensch seine individuelle Fußöffnung hat. Diese muss beibehalten werden.

Diese Grundhaltung muss streng befolgt werden, um die in zeitlichen Abständen durchgeführten Haltungsprüfungen und Fußabdrücke miteinander vergleichen zu können. Dasselbe gilt auch für die statische Untersuchung mit dem Parocontour (siehe OST 11/03, S. 38) und für die Abnahme von Abdrücken mit dem Podograph.

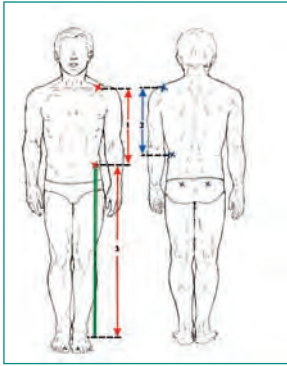
Wirbelsäulenprofil

Anhand empirisch festgestellter Werte bei Tausenden von Wirbelsäulenvermessungen konnte von Dr. Bourdiol gezeigt werden, dass die physiologisch geschwungene Wirbelsäule an ihren stärksten Krümmungen im Bereich Brustwirbelsäule und Steißbein in einer sogenannten Null-Null-Linie senkrecht übereinander liegen.

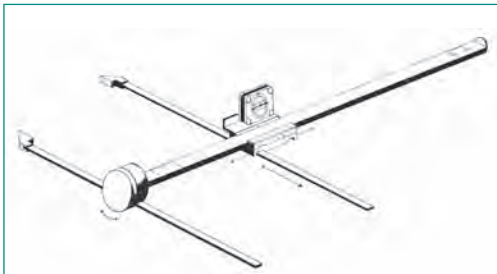
Für die Messung der Bogenhöhen (Abb. 1) sollte ebenfalls die Grundhaltung eingenommen werden. Man misst sie vorzugsweise mit einem anthropometrischen Lot, das tangential an die Wirbelsäulenachse gehalten wird. Unter Bogenhöhe versteht man den Ab-



2 Anthropometrisches Lot, Stereometer.



3 Somatische Bezugspunkte:
1. Abstand Spina-Akromion
2. Abstand Ilium-Akromion
3. Abstand Spina-Calcanus



4 Compas anthropologique von Dr. R. J. Bourdiol



5 Messung Abstand zwischen Ilium und Calcanus (Petit-Dreieck und Boden).

stand zwischen dem Lot und dem Mittelpunkt der Zervikal- oder Lumbalordose, der mit einem starren Lineal gemessen wird.

Das anthropometrische Lot (Abb. 2) reicht aufgrund seiner Form eines Kreissels mit langgezogener Spitze bis zur Sakralleiste in der Gesäßfalte. Dies erlaubt eine optimale Messung von Zervikal-, Lumbal- und Sakralwirbelsäule. Beim gesunden Erwachsenen muss das Lot folgende Körperteile berühren:

- den hintersten Teil des Schädels, das Hinterhaupt;
- die Haut über dem hintersten Punkt der Brustwirbelsäule, der je nach Person in der Höhe BWK 4, 5 oder 6 liegen kann: Scapulum;
- das Kreuzbein: die Haut der Gesäßfalte, welche die Sakralleiste überzieht: Os sacrum. Dieser Punkt

befindet sich in der Regel auf der Höhe des vierten Vorsprungs der Sakralleiste.

Diese Körperteile sollten in einer vertikalen Achse liegen. Wenn keine pathologischen Muskelspannungen, algische Pathologien oder Störungen der Sensorik vorhanden sind, so beträgt die zervikale Bogenhöhe zirka sechs, die lumbale zirka vier Zentimeter. Alle Abweichungen von diesen physiologischen Normmaßen bedürfen einer Korrektur.

Der Untersucher bedient sich zweckmäßigerweise eines von der Wand oder von einem Gestell herabhängenden Lotes, das er hinter dem Rücken des Kunden in einem Abstand von 10 Zentimetern platziert. Mit einem Lineal von 30 Zentimeter Länge kann der Untersucher durch Messen der Abstände zwischen den genannten Meßpunkten und dem Lot den Verlauf der Wirbelsäule exakt feststellen.

Es ist zweckmäßig, bei den Messvorgängen den Probanden je nur kurz an den Messpunkten zu berühren, da ansonsten eine körperliche Spannungsreaktion das Messergebnis verfälschen könnte. Es hat sich als vorteilhaft herausgestellt, dass zunächst die Vermessung der Null-Null-Punkte erfolgt. Von diesen ausgehend wird dann die Messung im Nacken und in der Lende vorgenommen.

Skoliosen und Torsionen

Bei Vorliegen einer Skoliose erfordert es eine Haltungsmessung des stehenden Menschen, die zum Beispiel mit dem Stereometer nach Dr. René J. Bourdiol (siehe Abb. 1) durchgeführt werden kann. Dieser Apparat ermöglicht die millimetergenaue Messung der somatischen Bezugspunkte innerhalb des dreidimensionalen Raums:

- des Akromions;
- des Petit-Dreiecks (trigonum lumbale Petiti) (unteres Lendendreieck);
- der anterior-superioren sowie der posterior-superioren Spina iliaca.

Sämtliche Körpermessungen (z.B. Beinlängendifferenzen) beim liegenden und manche beim stehenden Menschen sollten mit der anthropologischen Schiebelehre (Compas anthropologique, Abb. 4+5) erfolgen. Alternativ können auch die Röntgenbilder der angestrebten Netzwerkpartner Aufschluss geben. Die Längenmessung der unteren Gliedmaßen erfordert:

- Die Messung im Liegen, um eine anatomische Verkürzung abzuklären. Es handelt sich um den klassischen medialen Abstand zwischen Nabel und Knöchel nach Broca.
- Die Messung im Stehen gibt Aufschluss über eine funktionelle Verkürzung der unteren Gliedmaßen (Petit-Dreieck-Boden, Abb. 5).
- Eine schraubenförmige Verdrehung des Beckens kann auch mit dem Lot gemessen werden. Dabei bewertet man die Projektion der anterior-superioren Spina iliaca auf den Fußrücken.

Die Messung eines dorsal-lumbalen Höckers und einer waagrechten Absenkung des Beckens erfolgt bei vorgebeugtem Rumpf und gestreckten Beinen. Das Inklinometer (Scoliometer) misst die Abweichung in Graden.

Erfolgssicherheit und Reproduzierbarkeit der Methode, über Propriozeptoren auf die Körperstatik regelnd einzuwirken, kann nur über „Trial and Error“ erreicht werden. Dies hängt damit zusammen, dass die Lage der Propriozeptoren im muskulären Gewebe der Fußsohle, nicht anatomisch exakt definiert ist. Jedoch sind bestimmte kleinere Areale an den Fußsohlen bestimmten Propriozeptoren zuzuordnen.

Da die Auswirkungen von Prozeptoren auf bestimmte Propriozeptoren sofort an der Regulation der Muskelketten und an der Körperstatik erkennbar werden, kann die Positionierung der Prozeptoren sofort überprüft werden. Somit ist die größtmögliche Sicherheit geboten, bei der Anpassung von neuromuskulären Prozeptorsolehnen Fehler bei der Positionierung der Prozeptoren zu vermeiden.]

Anschrift des Verfassers:

Rainer Ziegler
Physiotherapeut,
Trainingsleiter vabene
vabene GmbH & Co. KG
Hubertushof - Heft 8
D-83115 Neubeuern

* Nähere Informationen zum Ausbildungs- und Trainingsprogramm erhalten sie auch auf der Homepage von vabene unter www.vabene-balance.com.

Orthopädie

Zeitschrift für Prävention und Rehabilitation

schuhtechnik



eDossier
www.ostechnik.de

Sensomotorik

Teil 3 Studien zur Sensomotorik

Studien zur Sensomotorik

Studie: Propriozeptive Einlagen

Wolfgang Best

ORTHOPÄDIESCHUHTECHNIK 6/2002

Wirksamkeit sensomotorischer Einlagen bei Patienten mit innenrotiertem Gang

Dreesen, Kuhn, Peikenkamp

ORTHOPÄDIESCHUHTECHNIK 9/2012

Prüfung der Wirkung von Modulen nach dem Podo-Orthesiologie-Konzept von Breukhoven

Michael Jahn

SONDERHEFT SENSOMOTORIK 2006

Neurologische Einlagen: Positiver Einfluss auf Schmerzen und Gangbild

Raeke, Kastner

ORTHOPÄDIESCHUHTECHNIK 10/2008

Studien zur Wirksamkeit afferenzstimulierender Einlagen

Jeanine von Lacroix

SONDERHEFT SENSOMOTORIK 2006

Änderung der muskulären Aktivität durch propriozeptiv wirkende Einlegesohlen

Ludwig, Fuhr

ORTHOPÄDIESCHUHTECHNIK 12/2004

Studien zur Sensomotorik

Haben das visuelle und das sensomotorische System einen Einfluss auf die Kiefermuskulatur?

Ohlendorf, Desoi, Karrasch-Busse, Million, Kopp

ORTHOPÄDIESCHUHTECHNIK 2/2012

Vergleich zwischen sensomotorischen und neurologischen Einlagen

Ohlendorf, Preis, Chung, Kopp

ORTHOPÄDIESCHUHTECHNIK 9/2012

Studie: Propriozeptive Einlagen

Wie stark beeinflussen propriozeptive Einlagen die neuromuskuläre Kontrolle der unteren Extremität? Diese Frage wurde von der Arbeitsgruppe Orthopädische Biomechanik der Universität Freiburg und des Sportmedizinischen Institutes Frankfurt im Auftrag der Firma „feetcontrol“ untersucht. Der Beitrag stellt die wichtigsten Ergebnisse der Untersuchung vor.

Die Kontrolle unserer Bewegung erfolgt über das sensomotorische System. Im Alltag kommt der Propriozeption des Fußes eine besondere Bedeutung zu, da wir uns aufrecht bewegen und dabei über den Bodenkontakt lediglich mit der Fußsohle mit der Umwelt in Verbindung stehen. Der menschliche Fuß ist durchgehend mit Sensoren ausgestattet, die verschiedene Funktionen erfüllen. Informationen werden nicht nur supraspinalen Zentren zur weiteren Verarbeitung zur Verfügung gestellt, sondern auch über spinale Verbindungen an die Muskulatur geleitet. Dadurch ist es möglich, einerseits die Voreinstellung der Muskulatur zu beeinflussen und andererseits die Muskelaktivität reflektorisch zu beeinflussen.

In dieser Studie sollten die Einflussmöglichkeiten einer „propriozeptiven Einlagenversorgung“ auf die neuromuskuläre Kontrolle der unteren Extremität untersucht werden. In einer Längsschnittstudie (langfristige Effek-

te) wurde die funktionelle Stabilität des Sprunggelenks und des Kniegelenks der Studienteilnehmer vor und nach der Einlagenversorgung gemessen. In einer Querschnittstudie (kurzfristige Effekte) wurden die Teilnehmer einerseits mit Einlage und andererseits ohne Einlage untersucht, um akute Einflüsse der Versorgung zu evaluieren.

Untersuchung: Wirkung mit und ohne Training

Um die einlagenbedingten Unterschiede zu dokumentieren und entsprechende Adaptationen zu erarbeiten, war ein Vergleich mit einer Kontrollgruppe nötig, die in ihrer Zusammensetzung der Einlagengruppe weitgehend entsprach.

An der vorliegenden Studie nahmen 24 Probanden im Alter zwischen 50 und 72 Jahren teil, die zufällig in zwei Gruppen eingeteilt wurden. Bei 3 Probanden der Einlagengruppe konnten nicht alle Tests durchgeführt werden, so dass die Kontrollgruppe 12 Probanden enthielt (6 männliche und 6 weibliche Teilnehmer) und die Einlagengruppe 9 (5 männliche und 4 weibliche Teilnehmer).

Beide Gruppen führten während der vier Wochen zwischen den beiden Messterminen ein sensomotorisches Training durch. Durch dieses Training sollte der Zusammenhang zwischen sensorischem Input, neuromuskulärer

Kontrolle und mechanischem Output trainiert werden. Es war zu vermuten, dass durch diese Vorgehensweise eine Verstärkung eventuell auftretender kleiner Effekte der propriozeptiven Einlage erreicht werden konnte. Zuvor wurde ein Eingangstest zur Bestimmung der Stabilitätsparameter vor Aufnahme des Trainings durchgeführt. Danach wurde das Training vier Wochen lang am Sportinstitut durchgeführt. Alle Teilnehmer absolvierten 8 Trainingseinheiten. Am Ende des Trainings wurde der Ausgangstest unter den gleichen Bedingungen durchgeführt wie der Eingangstest.

Die Einlagenversorgung wurde individuell, nach Abdruckanalyse und Filmanalyse sowie einer manuellen Untersuchung durch OSM Lothar Jahrling angefertigt. Die Anpassung erfolgte vor Ort an den eigenen Schuh der Teilnehmer der Einlagengruppe. Der Schuh sollte im Alltag so häufig und so lange wie möglich getragen werden, um eine möglichst lange Einwirkzeit während der vier Wochen zu gewährleisten.

Um die Auswirkungen der Einlagen komplex diagnostizieren zu können, wurden neben Kraftwerten der Knie-mantelmuskulatur und Standstabilisationstests vor allem Verletzungssimulationen eingesetzt. Durch die Verletzungssimulationen, bei denen schnelle Krafteinleitungen aus verschiedenen Richtungen am Knie appliziert wurden, konnte sehr realitätsnah gemessen werden.

Um die erreichten Verbesserungen quantifizieren zu können, wurden Beschleunigungen und Kräfte sowie Gelenkwinkel und Ortsveränderungen von Oberschenkel und Unterschenkel während der Tests gemessen. In einer komplexen Diagnose müssen aber nicht nur mechanische Veränderungen berücksichtigt werden sondern auch neuromuskuläre Parameter. Aus diesem Grund wurde während der Versuche die sprunggelenk- und kniegelenkumgreifende Muskulatur mittels Elektromyographie aufgezeichnet.

Kraft, Reaktion und Standsicherheit wurden gemessen

Isometrische Maximalkraftmessung am

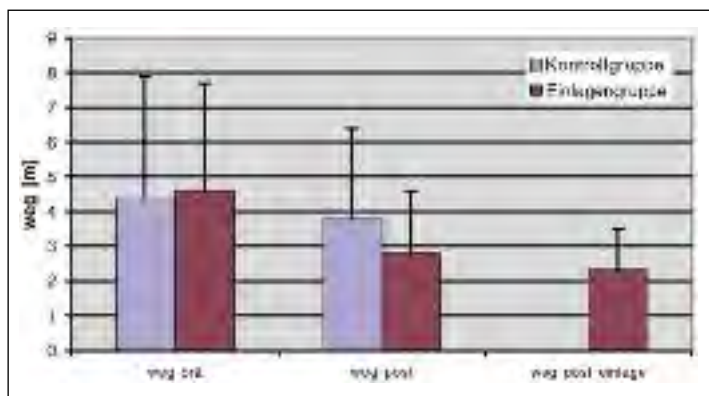


Tabelle 1 Veränderungen der mittleren Wege der Probanden beim 40s-Test (dargestellt sind der zurückgelegte Weg der Plattform [m] und die Standardabweichungen). Hier zeigte sich im Barfußstand eine Verbesserung aufgrund des Trainings. Durch das Tragen der Einlage konnte das Ergebnis nochmals verbessert werden.



1 Standstabilisation auf dem Posturomed.



2 Verletzungssimulation auf der Umknickplattform.



3 Verletzungssimulation durch Tibiavorschub.

Beinkraftmessgerät

Die Durchführung der Messungen an dieser Station entsprach im wesentlichen dem in der Literatur beschriebenen Standard für isometrische Maximalkraftmessungen. Zur Anwendung kam ein „Kniestreckgerät“, das durch die Montage eines Kraftaufnehmers (Kistler®, Schweiz) um die Fähigkeit der Kraftmessung ergänzt wurde.

Standstabilisation auf der Gleichgewichtsplattform

Die Analyse der Stabilisierungsfähigkeit im barfußigen Einbeinstand auf dem Posturomed® erfolgte unter Ermittlung des Standardwertes nach dem 40 Sekunden – Test (Position auf horizontal schwingender Standfläche zum Stabilisierungstest im Einbeinstand barfuß)

Verletzungssimulation auf der Umknickplattform

Zur Registrierung der neuromuskulären und mechanischen Parameter wurde eine Messapparatur eingesetzt, mit deren Hilfe in früheren Untersuchungen kontrollierte Umknickbewegungen am Sprunggelenk induziert werden konnten. Zur Simulation des typischen Verletzungsmechanismus am Kniegelenk wurde die Umknickplattform modifiziert, so dass bei Freigabe der Umknickplattform eine Eversionsbewegung am Sprunggelenk appliziert werden konnte.

Verletzungssimulation durch dynamischen Tibiavorschub (Kniearthrometer)

Am Kniearthrometer wurde ein Kniegelenktrauma simuliert, welches im Realfall ohne die entsprechenden mechanischen Absicherungen zum Abriss des vorderen Kreuzbandes geführt hätte (a-p. Translation). Mit der

Untersuchungsanordnung wurde die funktionelle Stabilität am Kniegelenk über mechanische und neurophysiologische Parameter abgeschätzt. Dazu wurde ein neuartiges Messgerät verwendet, mit dem es erstmalig möglich war, die Stabilität des Kniegelenkes in funktionellen Bedingungen unter Belastung zu erfassen.

Signifikante Unterschiede bei der Standsicherheit

Die Ergebnisse dieser Studien zeigen ein insgesamt differenziertes Bild. Eine Verbesserung der neuromuskulären Gelenkkontrolle, die möglicherweise auf die von den Probanden im Alltag getragene Einlage zurückgeführt werden kann, ist im Bereich der Standstabilisierung zu beobachten. Hier lässt sich eine signifikante Verbesserung der Einlagengruppe nachweisen, während dieser Effekt bei der Kontrollgruppe nicht nachgewiesen werden kann.

Für die reflektorische neuromuskuläre Kontrolle des Sprung- und Kniegelenks ist dagegen keine Verbesserung der funktionellen Stabilität des Gelenks durch die Einlagenversorgung festzustellen. Das gleiche Bild ergibt sich für die Kraftfähigkeit der kniegelenkumgreifenden Muskulatur bei einem isometrischen Maximalkrafttest. Kurzfristige Anpassungseffekte (querschnittlicher Vergleich), die auf die Einlagenversorgung zurückzuführen sind, können nicht gezeigt werden.

Neben der Möglichkeit, dass die spezielle (propriozeptive) Einlagenversorgung tatsächlich keine nachweisbare Anpassungen der gelenkumgreifenden Muskulatur hervorruft, sind verschiedene andere Faktoren zu berücksichtigen.

In einigen Parametern ergab sich bereits in der Eingangsmessung ein

beträchtlicher Unterschied zwischen der Kontroll- und der Einlagengruppe. Das Durchschnittsalter der Studienteilnehmer war mit 64 Jahren sehr hoch – in dieser Altersgruppe ist mit einer Abnahme der sensorischen Adaptabilität und ebenso der neuromuskulären Kontrolle im allgemeinen zu rechnen. Effekte, die bei einer jüngeren Probandengruppe zu Anpassungen in größerem Ausmaß geführt hätten, könnten auf Grund dieses Problems in dieser Studie nicht bemerkt worden sein.

Ein weiteres Problem ist die hohe Ausfallquote in der Einlagengruppe – es sind 3 von 12 Probanden ausgefallen, also 25%. Auch dieses Problem hängt mit der Altersstruktur der Studienteilnehmer zusammen.

Leider konnten auch nicht alle Teilnehmer davon überzeugt werden, während der Dauer der Studie Sportschuhe oder zumindest Einlagengerechtes Schuhwerk zu tragen. So mussten wegen mangelndem Schuhvolumen die propriozeptiven Informationspunkte zum Teil reduziert beziehungsweise flacher gehalten werden, was die Wirkung der Einlagen reduzierte.

Insgesamt scheint die Möglichkeit einer propriozeptiven Wirkung der Einlagenversorgung im Hinblick auf Adaptationen der neuromuskulären Kontrolle durchaus gegeben zu sein, wie für die Standstabilität am Posturomed® gezeigt werden konnte.

Die Verbesserung des Gleichgewichtsgefühl, der Balance und der feinmotorischen Koordination werden von den Anwendern propriozeptiver Einlagen als eines der wichtigsten Ziele der Versorgung genannt, insbesondere für die alltäglichen Bewegungsaufgaben. Dies gilt für die verschiedenen Einsatzbereiche, zum Beispiel die Spastikerversorgung, die Versorgung von Kindern mit hypotonen Plattfüßen oder auch die Geriatrie, wo eine verbesserte Standsicherheit einhergeht mit einer verringerten Sturzgefahr.

Unter diesem Aspekt liefert diese Studie interessante Ansätze für weitere Untersuchungen, die es wert sind, weiter verfolgt zu werden. **J** be

Johanna Dreesen, Robert Kuhn, Klaus Peikenkamp:

Wirksamkeit sensomotorischer Einlagen bei Patienten mit innenrotiertem Gang

Zusammenfassung

Im Rahmen dieser Studie wurde untersucht, ob sich mit Hilfe sensomotorischer Einlagen das innenrotierte Gangbild von Kindern beeinflussen lässt. Es wurden dafür 14 Probanden mittels eines instrumentierten Laufbandes messtechnisch erfasst.

Im Verlauf der Untersuchung sollte zum einen der Frage nachgegangen werden, ob durch sensomotorische Einlagen ein Einfluss auf das Gangbild der Probanden genommen werden kann und zum anderen, ob dieser Effekt sich durch ein parallel ausgeführtes Training verstärken lässt.

Durch die statistische Auswertung konnte die Wirksamkeit der sensomotorischen Einlagen belegt werden. Darüber hinaus wurde ein positiver Einfluss durch das Training nachgewiesen.

Das innenrotierte Gehen ist eine häufig bei Kindern beobachtete Gangvariante. Bis zu einem Alter von fünf bis sechs Jahren ist dies physiologisch, solange Fehlbildungen an der Hüfte ausgeschlossen werden können. Im Laufe des Wachstums kommt es durch die laterale Derotation der unteren Extremität zur physiologischen Außenrotationsstellung von ungefähr elf Grad [1]. Ist dies jedoch nicht der Fall, muss überlegt werden, wie die Behandlung dieser Kinder aussehen könnte. Seit einigen Jahren werden Rotationsfehlstellungen mit Hilfe von sensomotorischen Einlagen therapiert. Über eine Veränderung des sensorischen Inputs an der Fußsohle soll Einfluss auf den menschlichen Regelkreis genommen werden. Beobachtungen und Berichte aus der Praxis deuten darauf hin, dass dieser dynamische Ansatz der Versorgung Erfolg bringt.

Es war jedoch bisher wissenschaftlich nur schwer möglich diese Beobachtungen mit Hilfe von Studien zu belegen. Durch diese Untersuchung soll versucht werden, einen Beleg für die Wirksamkeit von sensomotorischen Einlagenelementen in der Therapie von Innenrotationsfehlstellungen zu erbringen. Es wurden dafür folgende Fragestellungen untersucht:

- Lässt sich das innenrotierte Gehen bei Kindern mittels sensomotorischer Einlagen beeinflussen?
- Nimmt eine Kombination aus Einlage und Training größeren Einfluss auf das Therapieziel als das alleinige Tragen der Einlagen?
- Ist der berechnete Winkel ein valider Parameter zur Untersuchung dieser Fragestellungen?

Besonderheiten des innenrotierten Gangbildes

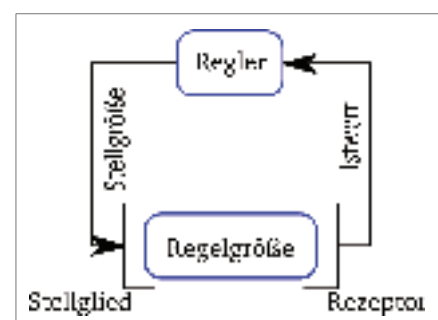
Nach Laufbeginn ist bei vielen Kindern eine große Bandbreite unterschiedlicher Gangmuster zu erkennen, die sich erst im Laufe der Entwicklung dem physiologischen Bewegungsablauf annähern. Dies ist ein normaler Vorgang, der etwa mit dem Alter von fünf bis sechs Jahren ab-

geschlossen ist [2]. Häufig wird jedoch beobachtet, dass auch über dieses Alter hinaus Kinder ein innenrotiertes Gangbild aufweisen. Dabei werden die Füße medial rotiert aufgesetzt. Die Abrollung erfolgt über die Zehen III-V. Die Stärke der Rotation ist dabei sehr unterschiedlich und häufig auf einer Seite stärker ausgeprägt. Diese sogenannte Toe-in-Position führt zu einer funktionellen Beinverlängerung und reduziert somit die Effizienz der Fortbewegung.

Die Entscheidung, ab wann eine Therapie indiziert ist, wird in der Literatur ausgiebig diskutiert. Klare Kriterien scheint es allerdings nicht zu geben. Über die Versorgung mit tonusbeeinflussenden Hilfsmittel versucht man bei funktionellen Einschränkungen das Gangbild im Sinne einer Außenrotation zu verbessern, um ein effizienteres Gehen zu ermöglichen.

Wirkprinzip sensomotorischer Einlagen

Der menschliche Körper ist in der Lage seine Stellung gegenüber der Schwerkraft zu halten (Stützmotorik), sowie Bewegungen kontrolliert auszuführen (Bewegungsmotorik). Mit Hilfe des körpereigenen sensomotorischen Systems (siehe Abb. 1) können Störgrößen aus der Umwelt erkannt, korrigiert und ausgeglichen werden. Innerhalb dieses Regelkreises wird der Ist-Zustand des Gelenkes und der Muskulatur gemessen. Über die afferenten Nervenbahnen wer-



1 Vereinfachte Darstellung eines Regelkreises.

Anschrift für die Verfasser:

B. Eng. Technische Orthopädie
Johanna Dreesen (geb. Sudholt)
Hasenbergstraße 113
70176 Stuttgart
E-Mail: j@dreesen.net

2 Fußabdruck mit den Elementen zur Korrektur der Innenrotation. Die roten Kreuze markieren die höchste Stelle des Elementes [11].



3 Training mithilfe von Gummizügen, die eine verstärkte Innenrotation provozierten.



den die durch die Rezeptoren erhobenen Daten an das Regelzentrum weitergeleitet und dort mit dem gegebenen Soll-Wert des zentralen Nervensystems verglichen. Nach dem Vergleich der beiden Werte wird über die efferenten Nervenbahnen eine neue Stellgröße an die Muskulatur zurückgegeben.

Die Propriozeption (lateinisch proprius „eigen“ und recipere „aufnehmen“) ist ein Teilgebiet des sensomotorischen Systems. Sie beschreibt die Eigenwahrnehmung des menschlichen Körpers und ist somit wichtiger Bestandteil des körperinternen Regelkreises. Die Rezeptoren der Propriozeption tragen Informationen zur Bewegungssteuerung bei. Sie nehmen die Stellung des Körpers im Raum wahr, geben Auskunft über die derzeit durchgeführte Bewegung, sowie die dafür benötigte Muskelkraft.

Sensomotorische Einlagen sollen durch ihre speziell ausgearbeitete Oberfläche das sensomotorische System des Patienten so beeinflussen, dass über den körperinternen Regelkreis die Fußfehlstellung verbessert, beziehungsweise das Gangbild günstig korrigiert wird. Durch das ständige Tragen sollen die neuen Bewegungsmuster wiederholt und schließlich automatisiert werden. Das wesentliche Prinzip der sensomotorischen Einlagen liegt in der Muskelaktivierung und Tonusbeeinflussung [3].

Die Einlagenversorgung hat laut Jahrling und Rockenfeller [4] das Ziel, durch die veränderte Positionierung des Fußes auf der Einlage den Regelkreis des Patienten so zu beeinflussen, dass eine neue Bewegungsstrategie erarbeitet werden muss. Dazu müssen alle Gelenke des Fußes eine physiologische Beweglichkeit aufweisen, damit die durch die Muskelaktivierung neuen Bewegungsmuster auch ausgeführt werden können. Laut Fischer [5] wird vermutet, dass sich durch ein Annähern der Sehnenenden der Muskelverlauf verkürzt. Im Gegensatz verringert sich die Muskelaktivität, wenn die Distanz zwischen den Sehnenenden sich vergrößert.

Methodik Probandenauswahl

An dieser Studie nahmen 14 Probanden (11w, 3m) im Alter zwischen sechs und 15 Jahren teil. Um an der Messung teilnehmen zu können, mussten sie den Kriterien der Eingangsuntersuchung entsprechen. Die Untersuchung bestand aus der Messung der Gelenkbeweglichkeiten der unteren Extremität mittels eines manuellen Goniometers, sowie aus einer

Reihe von Muskelfunktionstest. Dabei wurde festgestellt, ob die Gelenke der Probanden frei beweglich sind und ob sie in der Lage sind alle Bewegungen des Sprung-, Knie- und Hüftgelenks zeitnah und kräftig anzusteuern. Ausschlusskriterien waren eine ungenügende Gelenkbeweglichkeit und Muskelfunktion, sowie die Unfähigkeit frei auf dem Laufband gehen zu können.

Bauweise sensomotorischer Einlagen

Die für die Messungen dieser Studie verwendeten Einlagenelemente des sensomotorischen der Firma Schein bestehen aus verschiedenen Elementen (Bars), die auf ein flaches Trägermaterial aufgebracht werden. Wie in Abb. 2 zu sehen ist, werden für die Korrektur des innenrotierten Gangbildes typischerweise vier Elemente gesetzt. Die beiden Fersenelemente richten den Calcaneus auf und erhöhen die Beinstabilität und die Standsicherheit. Das außen erhöhte Retrobar dreht den Fuß nach lateral und wirkt so gegen die Innenrotation. Das Zehenbar unterstützt die Rotationswirkung des Retrobars und erhöht die Grundspannung bei instabilen Fußwölbungen [6].

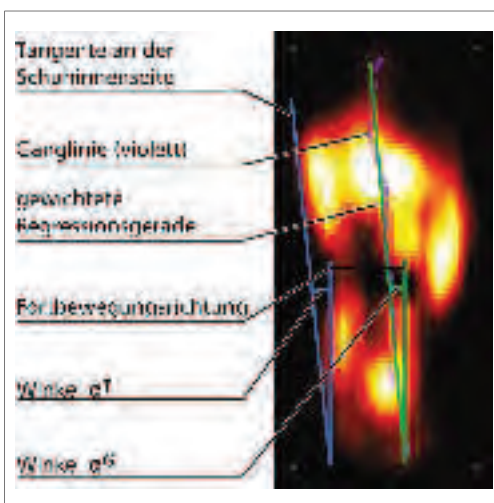
Die vier Elemente werden so gesetzt, dass der höchste Punkt des Zehen- und Retrobars am lateralen Rand liegt (rotes x in Abb. 2). Das mediale Längsgewölbe und der laterale Gegenhalt werden entsprechend des Abdrucks positioniert, wobei die höchste Stelle des lateralen Bars in Richtung des Vorfußes zeigt.

Messdurchführung

Zur Erfassung der Gangparameter wird das Laufband mit integrierter Kraftverteilungsmessensorik „FDM-T“ der Firma Zebris Medical GmbH verwendet. Es handelt sich hierbei um eine Messmatrix aus kapazitiven Drucksensoren, die sich unterhalb der Lauffläche des Laufbandes „ergo_run Premium 8“ der Firma Daum Electronic befindet. Alle Probanden erhielten zu Beginn ausreichend Zeit, um sich an das Gehen auf dem Laufband zu gewöhnen und ihre persönliche Gehgeschwindigkeit festzulegen.

Die Messungen wurden in drei Messbedingungen eingeteilt:

1. Messung im Neutralschuh,
2. Messung im Neutralschuh mit der sensomotorischen Einlage,
3. Messung im Neutralschuh mit der sensomotorischen Einlage nach einem Training.



4 Die Winkel α^T (blau) und α^G (grün) die zur Beurteilung der Hypothesen herangezogen werden.

Für jede der drei Bedingungen wurden je drei Aufnahmen über 15 Sekunden mit der individuellen Ganggeschwindigkeit aufgezeichnet. Das vor der dritten Messreihe durchgeführte Training bestand aus einer Außenrotationsübung im Stehen, wobei die Innenrotation durch Gummibänder, wie in Abb. 3 zu sehen ist, provoziert wurde.

Der Proband musste aus der Schrittstellung heraus, das hinten stehende Bein nach vorne führen und dabei bewusst eine Drehung des Fußes nach außen durchführen. Diese Übung wurde für jede Seite zehnmal wiederholt. Im Anschluss an die statische Situation wurde das Geübte während des Gehens angewendet.

Auswertung der Messdaten

Zur Untersuchung der Fragestellung wird der Winkel α^T berechnet, der wie in Abb. 4 zu sehen, zwischen der Tangenten der Schuhinnenseite und der Fortbewegungsrichtung (blau) liegt. Zur Berechnung werden zunächst die Umrandungen der einzelnen Fußabdrücke ermittelt und die Tangente im Anschluss an die Schuhinnenseite angelegt. Sie berührt dabei den Fußinnenrand in zwei Punkten, die möglichst weit voneinander entfernt liegen. Praktisch liegt die Tangente an der Ferseninnenseite und dem Innenballen an. Aus der Steigung der Tangenten lässt sich dann der Winkel α^T berechnen. Zur Überprüfung der Reliabilität dieses Parameters wird ein redundanter Winkel α^G bestimmt. Dieser befindet sich zwischen der gewichteten Regressionsgeraden der Ganglinie und der Fortbewegungsrichtung (siehe Abb. 4, grün).

Um den Winkel α^G zwischen der Ganglinie und der Fortbewegungsrichtung zu erhalten, ist es zunächst notwendig die

Ganglinie durch eine Gerade anzunähern. Es wird dabei auf das Verfahren zur Berechnung einer gewichteten Regressionsgeraden zurückgegriffen, wobei die einzelnen Druckschwerpunkte gewichtet mit dem Druckwert eingehen. Die Druckschwerpunkte am Anfang und am Ende einer Ganglinie schwanken zwar stark, gehen jedoch dank ihrer geringen Druckwerte kaum in die Regressionsgerade ein. Punkte mit großem Druck nehmen hingegen stärkeren Einfluss auf den Verlauf der Geraden. Wie für die Tangente wird über die Steigung der linearen Regressionsgeraden der Winkel α^G bestimmt.

Insgesamt gehen also in die statistische Auswertung von jedem Probanden und von jeder Messbedingung sechs Winkel α^T und sechs Winkel α^G der gleichen Einzelschritte ein. Diese Daten werden mit Hilfe einer zweifaktoriellen univariaten Varianzanalyse (ANOVA) im Statistikprogramm SPSS Statistics ausgewertet. Der statistische Zusammenhang zwischen α^T und α^G wurde mit einer Korrelationsrechnung bestimmt.

Ergebnisse

Winkel zwischen Tangente und Fortbewegungsrichtung (α^T)

Für den Winkel α^T sind die Ergebnisse der zweifaktoriellen univariaten Varianzanalyse in der Abb. 5 graphisch dargestellt. Es ist zu erkennen, dass der mittlere Winkel für die Bedingung „Neutralschuh“ bei -10 Grad liegt. Der mittlere Winkel in der Bedingung „Einlage“ ist um 3,5 Grad geringer und beträgt somit -6,5 Grad. Betrachtet man die Ergebnisse in der Bedingung „Training“ ist zu sehen, dass auch dort eine Abnahme des Winkels vorliegt. Der mittlere Winkel liegt dort bei -3 Grad.

Es ergeben sich somit signifikante Unterschiede ($p < 0,05$) zwischen den Bedingungen „Schuh“ und „Einlage“, sowie „Einlage“ und „Training“. Ein hochsignifikanter Unterschied ($p < 0,001$) besteht zwischen den Bedingungen „Schuh“ und „Training“.

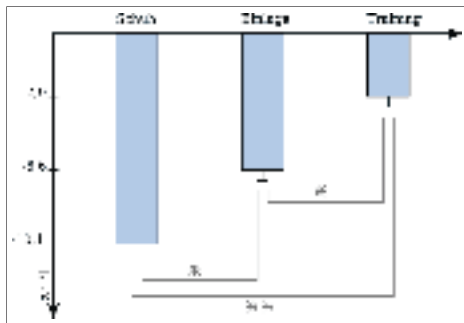
Winkel zwischen der Regressionsgeraden der Ganglinie und Fortbewegungsrichtung (α^G)

In der Abb. 6 sind die Ergebnisse der Varianzanalyse für den Parameter α^G dargestellt. Der mittlere Winkel für die Bedingung „Schuh“ beträgt hier -5 Grad. Es ergibt sich eine Differenz zur Bedingung „Einlage“ von 2,5 Grad. Der mittlere Winkel α^G in der Bedingung „Training“ beträgt 0,3 Grad. Es bestehen auch hier signifikante Unterschiede zwischen den Bedingungen „Schuh“ und „Einlage“, sowie „Einlage“ und „Training“. Ein hochsignifikanter Unterschied ergibt sich zwischen den Bedingungen „Schuh“ und „Training“.

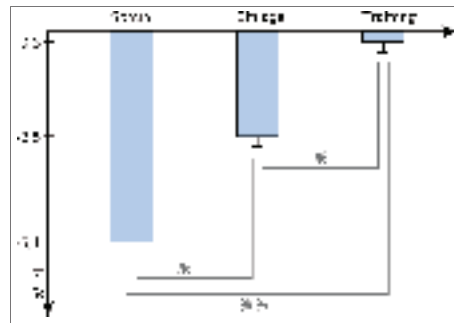
Korrelationsrechnung

Da der verwendete Rotationswinkel an der Schuhinnenseite ein noch ungebrauchlicher Parameter ist, wurde zur Überprüfung der Reliabilität jeweils die Korrelation zwischen den Winkeln α^T und α^G berechnet. Der Korrelationskoeffizient wird bestimmt, um die Stärke des Zusammenhangs zwischen den Winkeln innerhalb einer Bedingung auszudrücken. In der Abb. 7 sind auf der x-Achse die fünf Wertebereiche des Korrelationskoeffizienten aufgetragen. Auf der y-Achse ist die Häufigkeit angegeben, mit der ein berechneter Koeffizient auftritt.

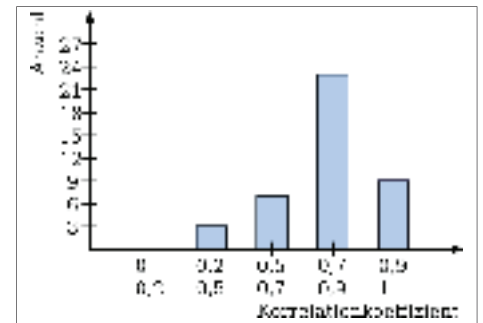
Es ist zu erkennen, dass die Mehrheit (55 Prozent) der berechneten Werte in den Bereich 0,7 bis 0,9 fällt. Dies steht



5 Mittelwerte des Winkels α^T in den drei Messbedingungen „Schuh“, „Einlage“ und „Training“.



6 Mittelwerte des Winkels α^G in den drei Messbedingungen „Schuh“, „Einlage“ und „Training“.



7 Berechnete Korrelationskoeffizienten zwischen den Winkeln α^T und α^G und deren Häufigkeit.

für eine hohe Korrelation zwischen den Winkeln α^T und α^G . 21,5 Prozent der Werte liegen im Bereich einer besonders hohen Korrelation, 17 Prozent fallen in den Bereich einer mittleren Korrelation. Nur 7 Prozent finden sich in der Kategorie geringe Korrelation wieder. Die Parameter sind somit valide.

Diskussion

Die Auswertung der Messdaten hat gezeigt, dass sensomotorische Einlagen das Gangbild von Kindern positiv beeinflussen können. Es kommt zu einer Korrektur im Sinne einer Außenrotation. Das zwischen den Messungen durchgeführte Training wirkt sich zusätzlich günstig auf das Gehen der Probanden aus.

Natürlich gibt es verschiedene Größen die einen Einfluss auf die Ergebnisse der Studie haben können. Zum einen besaß keiner der Probanden Erfahrungen mit dem Gehen auf einem Laufband. Zu Beginn der Messung bekam jeder Proband Zeit, um sich an das Gehen zu gewöhnen und um eine ihm angenehme Gehgeschwindigkeit festzulegen.

Es war bei einigen Probanden visuell festzustellen, dass sich das Gehen auf dem Laufband während der Messung leicht vom Gehen auf der Gehstrecke unterschied. Eine leichte Verunsicherung der Probanden wurde am geringen Armschwing, sowie an der Fixierung der Augen auf das Laufband festgemacht. Zudem wählten alle Probanden eine relativ geringe Gehgeschwindigkeit, die zwischen 1,4 und 2,2 Kilometer pro Stunde lag. Lythgo et al. [7] untersuchten typische Gangparameter bei rund 900 Kindern und Jugendlichen. Sie nahmen Parameter wie Gehgeschwindigkeit, Kadenz, Schrittlänge, Einzel- und Doppelstandphase, Fußrotationswinkel usw. auf. In der Altersgruppe, die dem Probandenkollektiv dieser Studie entspricht, lag die durchschnittliche freie Gehge-

schwindigkeit zwischen 4,7 und 5 Kilometer pro Stunde. Das Laufband als Messsystem der Wahl hat sich in der Mesdurchführung als geeignet erwiesen. Einschränkend muss jedoch gesagt werden, dass die Vermessung mittels eines Laufbandes nur für Kinder ab einem Alter von ungefähr fünf Jahren geeignet ist. Voraussetzung ist immer eine gute Gehfähigkeit, geringe Fallneigung und eine gewisse Reife, um Verletzungen ausschließen zu können. Zudem ist eine Einschränkung durch die Stärke der Gangstörung, sowie ein Gebrauch von Hilfsmitteln, wie zum Beispiel Gehstöcken, gegeben.

Für die Auswertung mussten drei aufeinanderfolgende Doppelschritte ausgewählt werden. Die Schrittauswahl erfolgt dabei durch die visuelle Beurteilung des Gangbildes. Es werden dazu die Videoaufnahmen, sowie die Gangspuren betrachtet. Kriterien sind ein gleichmäßiges Gangbild, ohne Stolperschritte oder ähnliches, sowie ein geradeaus gerichteter Blick.

Alle folgenden Berechnungen wurden durch eine eigens für diese Studie geschriebene Software durchgeführt. Die zugrundeliegenden Algorithmen der Software wurden in der Literatur ausführlich beschrieben [8]. Bei Probanden, deren Spurbreite sehr gering ist, kommt es in der Software in seltenen Einzelfällen zu Fehlern bei der Erkennung der einzelnen Füße. Dies beschränkte teilweise die Auswahl der drei aufeinanderfolgenden Doppelschritte. Aus den genannten Gründen ist eine zufällige Auswahl der Schritte nicht möglich und es stellt sich die Frage, ob mittels anderer Auswahlkriterien die Ergebnisse gleich ausfielen.

Die Ergebnisse anderer Studien weisen ebenfalls auf positive Effekte durch das Tragen von sensomotorischen Einlagen hin. Brinckmann [9] führte, mittels ultraschallbasierten Ganganalysesystems

und Elektromyografie, Messungen an Probanden mit infantiler Zerebralparese durch. Die Probanden wurden mit sensomotorischen Einlagen versorgt und zu Beginn der Versorgung und nach vierwöchiger Tragezeit vermessen. Er kommt zu dem Ergebnis, dass sich bereits am Tag der Erstversorgung Verbesserungen im Gangablauf erkennen lassen. Nach vierwöchiger Tragezeit verstärkt sich dieser Eindruck. Die untersuchten Gangparameter näherten sich den physiologischen Werten an. Aufgrund der geringen Probandenanzahl lassen sich jedoch keine statistischen Aussagen treffen. Wie schon in dieser Studie nahe gelegt, können Veränderungen durch eine sensomotorische Einlage schon nach kurzer Eingewöhnungszeit beobachtet werden. Zu diesem Ergebnis kommt auch die vorliegende Untersuchung, bei der zwischen der Versorgung und der Messung mit den sensomotorischen Einlagen nur einige Minuten lagen. Schon nach einigen Schritten war zu erkennen, ob die Rotation durch die Einlagen beeinflusst wird.

In der retrospektiven Studie von Kornbrust [10] wurde mittels einer Fragebogenauswertung die Wirksamkeit von sensomotorischen Einlagen bei Kindern mit Zehenspitzen Gang untersucht. Dabei konnte bei 80 Prozent der Kinder mit infantiler Zerebralparese eine Verbesserung des Gangbildes durch die Einlagen nachgewiesen werden. Kinder, die am wenigsten durch ihre Erkrankung beeinflusst wurden, zeigten den größten Therapieerfolg. Es konnte ein signifikanter Zusammenhang zwischen Schweregrad der Zerebralparese und dem Therapieerfolg festgestellt werden. Ebenso konnte ein signifikanter Zusammenhang zwischen der Behandlungsdauer und dem Therapieerfolg festgestellt werden. Je länger die Behandlung durchgeführt wurde, desto häufiger trat ein Erfolg in der Therapie ein.

Allgemein herrschte eine hohe Akzeptanz unter den Patienten. Dies kann auch im Rahmen dieser Studie bestätigt werden. Trotz der noch nahezu ungeschliffenen Elemente der Einlagen (Testeinlage mit Klettverschlussystem des sensosystems der Firma Schein) gab es keine Schwierigkeiten mit der Akzeptanz der Einlage unter den Probanden in dieser Studie. Offensichtlich überwiegt bei genauer Positionierung der Elemente das positive Empfinden durch die Erhöhung des sensorischen Inputs.

Soweit bekannt, wurde α^T in der Literatur ausschließlich von Brinckmann [11] verwendet, um Aussagen über individuelle Unterschiede und die Langzeitkonstanz der Fußlängsachse zu treffen. Ferner wurde dabei auch auf den Aussagewert und die Fehlerbreite einer Einzelmessung eingegangen. Die abweichende Definition der Fußlängsachse wurde gewählt, da sich die Metatarsale nicht genau durch die Schuhsohle festlegen lassen und da die Sohlenkontur eine reproduzierbare Festlegung der Fußrichtung ermöglicht [11]. Die Festlegung der Tangente an der Schuhinnenkante wurde nach dem Vorbild dieser Studie gewählt.

Allerdings ist durch die automatische Berechnung [8] in dieser Untersuchung die Tangente reproduzierbar und schließt somit Schwankungen einer manuellen Abschätzung aus. Die Ergebnisse der Untersuchung von Brinckmann zeigen, dass die Ausrichtung der Fußlängsachse zwischen den einzelnen Versuchspersonen signifikant unterschiedlich ist. Ebenso liegen signifikante Unterschiede zwi-

schen dem linken und rechten Fuß eines Probanden vor. Das individuelle Muster bleibt innerhalb einer bestimmten Schwankungsbreite während des Beobachtungszeitraums gleich.

Die Messung der Fußrichtung ist laut Brinckmann ein geeignetes Mittel zur Untersuchung der Rotationsstellung von Tibia und Fibula beim Gehen. Wie anhand der Ergebnisdarstellung zu erkennen ist, wurde auch für den Parameter α^G eine Varianzanalyse durchgeführt. Es wurden dabei die gleichen Unterschiede zwischen den Gangbedingungen detektiert wie bei der Untersuchung des Winkels α^T . Daraus lässt sich folgern, dass der Parameter α^T gleichberechtigt ist zum Parameter α^G . Somit ist der Winkel α^T geeignet, um die Fragestellungen dieser Studie zu untersuchen.

Fazit

Zusammenfassend wird die Wirksamkeit der sensomotorischen Einlagen für Patienten mit leichtem Innenrotationsgang durch diese Studie belegt. Somit bestätigen sich die in der Praxis gewonnenen, subjektiven Eindrücke. Neben der Behandlung des innenrotierten Gangbildes gibt es weitere Indikationen für die Versorgung mit sensomotorischen Einlagen, die in weiteren Studien untersucht werden sollten.

Ausgehend von dieser Untersuchung wäre es interessant, den Therapieerfolg über einen längeren Zeitraum zu betrachten, sowie das Anhalten des Effektes durch die Einlagen nach Beendigung der Tragezeit zu untersuchen. Für eine Folge-

studie sollte zudem das Training getrennt von den Einlagen betrachtet werden. Die hohe Akzeptanz der Einlagen bei den Probanden und die beobachteten positiven Effekte auf den Patienten rechtfertigen weitere Untersuchungen. ■

Literatur

- [1] S. Klein-Vogelbach, Funktionelle Bewegungslehre: Bewegung lehren und lernen, Springer Verlag 2000.
- [2] H. Chin-Shan, L. Chii-jeng, C. You-Li, S. Fong-Chin und L. Sheng-Che, Foot progression angle and ankle joint complex in preschool children, Clinical biomechanics, 15:271-277, 2000.
- [3] L. Jahrling, Beeinflussung sensomotorischer Fähigkeiten durch Einlagenversorgung, Orthopädie-Technik 7, 2005.
- [4] L. Jahrling, B. Rockenfeller, Sensomotorische Einlagenversorgung : Aktio gleich Reaktio, Orthopädieschuhtechnik Sonderheft Sensomotorik, 2006.
- [5] F. Fischer, Propriozeptive Einlagen - Praxishandbuch für Fachanwender, 2007.
- [6] F. Fischer, M. Bohlmann, Seminarunterlagen Sensomotorik, 2010.
- [7] N. Lythgo, C. Wilson und M. Galea, Basic gait and symmetry measures for primary school-aged children and young adults whilst walking barefoot and with shoes, Gait&Posture, 30:502-506, 2009.
- [8] F. Brinckmann, Ganganalytische Untersuchung zur therapeutischen Effizienz der sensomotorischen Einlagen nach Jahrling bei zentralnervösen Erkrankungen, Masterarbeit, FH Gießen-Friedberg, 2005.
- [9] A. Kornbrust, Zehengang bei Kindern - Häufigkeit, Ursachen und Behandlung mit propriozeptiven Einlagen, Doktorarbeit, Universität Gießen, 2001.
- [10] P. Brinckmann, Die Richtung der Fußlängsachse beim Gehen, Z. Orthop, 119:445-448, 1981.
- [11] F. Fischer, Seminarunterlagen: Sensomotorik.

Michael Jahn:

Prüfung der Wirkung von Modulen nach dem Podo-Orthesiologie-Konzept von Breukhoven

Zusammenfassung:

In der durchgeführten Studie wurde die Wirkung des Podo-Orthesiologie-Konzepts von Breukhoven untersucht. Über die Füße wird nach dieser Methode Einfluss auf die Ausrichtung des statischen Bewegungsapparats genommen. Die auch als Podo-Posturale-Therapie bezeichnete Methode beschäftigt sich mit den Ursachen von Fehlstatiken beim Menschen und wenn notwendig deren Auflösung.

Es wurde unter anderem der Frage nachgegangen, wie die allgemeine Wirkung der eingesetzten Module nachzuweisen ist. Ein weiterer Schwerpunkt war die Ermittlung von Effekten auf die Wirbelsäule und das Knie. Dabei wurden sowohl Effekte im Stand als auch im Gang untersucht. Die hier dargestellten Ergebnisse geben einen ersten Teil der gewonnenen Erkenntnisse wieder. Einiges deutet darauf hin, dass die Module einen Effekt auf den menschlichen Körper haben und insbesondere Wirkungen auf die Gleichgewichtsregulation in Zusammenhang mit dem Schmerzempfinden stehen.

Mit diesem Projekt wurde versucht, die biomechanisch-funktionelle Wirkung von podo-orthesiologischen Modulen zu überprüfen. Da es bisher kaum gesicherte Beweise für die Wirkung der angewandten Module und ähnlicher Konzepte gibt (Hafkemeyer et al. 2003; Müller-Gliemann 2003) gehen wir als Arbeitshypothese davon aus, dass keine Auswirkungen auf die Patienten

zu erwarten sind. Alle Patienten wurden mit den gleichen auf ihre Fußgröße skalierten Modulen nach Breukhoven versorgt. Gesetzt wurden bei allen Probanden die Module „Retro-“ und „Valguskeil“ (Abb. 1). Die Module wurden immer beidseitig und mit einer Höhe von zwei Millimetern auf der Einlage aufgebracht.

Modulbeschreibung und Lokalisation am Fuß:

- Retro: Die Vorderkante des Moduls „Retro“ verläuft unterhalb der Metatarsalköpfchen im Bereich der Muskulatur des M. adductor pars transversale und der Mm. lumbricales. Die Wirkung ist sowohl entspannend als auch aktivierend, je nach Status der vorliegenden Muskulatur.
- Valguskeil: Der „Valguskeil“ liegt medial im Bereich des Os naviculare. Seine Wirkung wird unter anderem als das Becken aufrichtend beschrieben.

Patienten

Ausgewählt wurden Patienten mit Beschwerden im Bereich der Wirbelsäule. Die vorliegenden Krankheitsbilder wurden ausführlich von Medizinern dokumentiert. Nicht zugelassen zu dieser Studie waren Patienten, die ein Krankheitsbild hatten, das auf innere Organschäden, Krebs, Diabetes oder Rheuma



1 Lage des Retro- und Valgusmoduls an Hand eines menschlichen Fußes. Abbildung aus Podoreflexo Cinesiologie von R. J. Bourdiol.

hinwies. Auf die Eingangsuntersuchung folgte eine osteopathische oder chiropraktische Behandlung. Wir gehen davon aus, dass im Rahmen dieser Behandlungsformen sowohl der individuelle biomechanische als auch der psychovegetative Gesamtstatus der Patienten ausgeglichen werden konnte. Bisher wurden 43 Patienten untersucht. Teilergebnisse liegen von 20 Patienten vor.

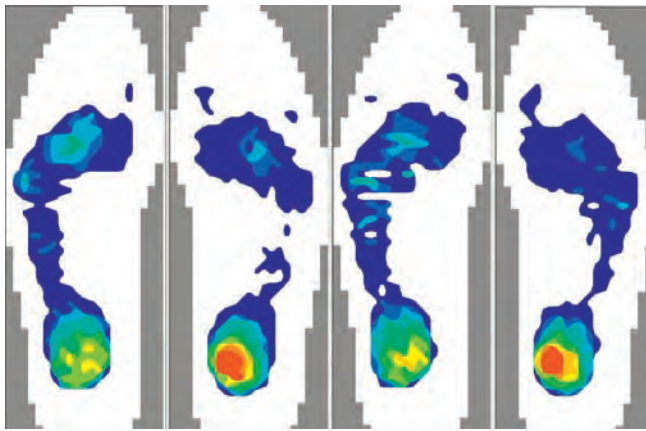
Messsysteme

Der Nachweis der Wirkung von podo-orthesiologischen Einlagen wurde mit folgenden Messsystemen überprüft: 3D-Wirbelsäulenscanner (Diers), Druckverteilungsmessung (DVM; Savecomp Megascan mit Aufnahmefrequenzen im Stehen 50 Hz und im Gehen 100 Hz), Messplatte für Gleichgewichtskoordination (Ietec; Aufnahmefrequenz 500 Hz), Videoanalysesystem (Covilas; Aufnahmefrequenz 50 Hz) und Visuelle Analog Skala (VAS), eine Skala, auf der ein Patient seine Schmerzen auf einer Strecke zwischen zwei Punkten („kein Schmerz = 0“ und „maximal vorstellbarer Schmerz = 10“) angibt.

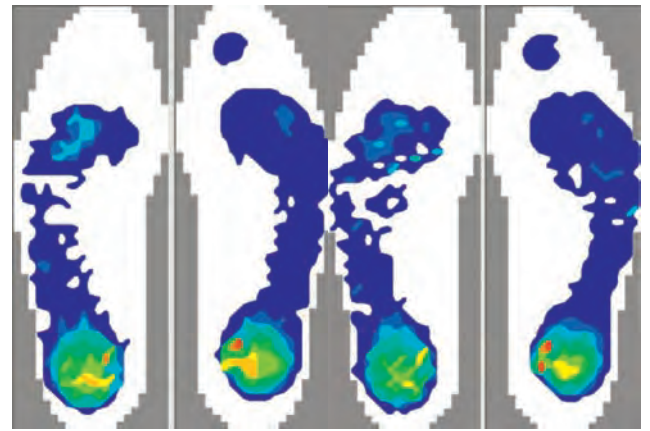
Für Versuche im Stehen wurden Druckverteilungsmessung, Gleichgewichtskordinationsmessung und 3D-Wirbelsäulenmessung gleichzeitig gestartet. Gang-

Anschrift des Verfassers:

Michael Jahn
Ietec Orthopädische Einlagen
GmbH Produktions KG
Am Frankengrund 3
36093 Künzell
mjahn@ietec.de



2 Vergleich ohne und mit Modulen im Stand: Linkes Paar ohne Keile barfuß und rechtes Paar mit Retro-Modul.



3 Vergleich mit unterschiedlichen Modulen im Stand: Linkes Paar mit Valguskeil und rechtes Paar mit Valguskeil und Retro-Modul.

aufnahmen wurden mit gleichzeitig ausgelöster Video- und Druckverteilungsmessung aufgezeichnet.

Messablauf

Vor jeder Messung wurde der aktuelle Schmerzzustand mittels VAS für die betroffenen Gelenke und Körperpartien ermittelt. Die Eingangsmessung bestand aus Messungen barfuß mit den Modulen „Retro“, „Valguskeil und Retro“ und „Valguskeil“. Dazu wurden diese Module beidseitig und in der angegebenen Reihenfolge unter dem Fuß des Patienten platziert. Anhand dieser Messungen mit Modulen direkt unter dem Fuß wurde ihr unmittelbarer Effekt ermittelt. Messungen barfuß sowie im Schuh ohne Module schlossen die Eingangsmessungen ab.

Die Auslieferung der fertigen Einlagen erfolgte zwei bis drei Wochen nach den Eingangsmessungen. Jetzt wurde barfuß, im Schuh ohne Einlage, barfuß auf der Einlage und mit Einlage im Schuh gemessen. Die Ganguntersuchungen wurden eine Woche nach den Kontrollmessungen mit den fertigen Einlagen auf dem Laufband durchgeführt. Zu diesem Zeitpunkt wurden die Einlagen ausgeliefert.

Um weitere Effekte zu überprüfen, wurden Standmessungen barfuß im Neutralschuh und im Schuh ohne und mit Einlage durchgeführt. Die Ganggeschwindigkeit betrug 4 km/h. Messbedingungen waren: Gang barfuß im Neutralschuh (Firma Savecomp Megascan), Gang mit Einlage im Neutralschuh, Gang ohne Einlage im Straßenschuh und Gang mit Einlage im Straßenschuh.

Nach drei Monaten, in denen die Patienten angehalten waren, die Einla-

gen zu tragen, wurde erneut barfuß, im Schuh ohne Einlage und im Schuh mit Einlage gemessen. Ein bis zwei Wochen nach den statischen Messungen erfolgten die gleichen Messungen, wie bei den Eingangsmessungen beschrieben, auf dem Laufband.

Ergebnisse

Die Beurteilung lokaler Druckwerte, in dem durch die Module eingenommenen Raum ermöglicht es, den mechanischen Effekt der Module zu beurteilen. Erste Ergebnisse im Stand zeigen, dass im Vorfuß (Abb. 2) eine eher schwächere, unter der Ferse medial (Abb. 3) eine deutlichere Druckveränderung zu sehen ist.

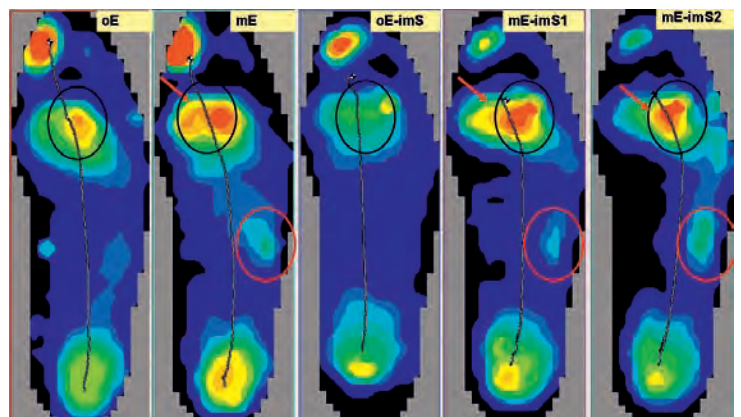
Neben dem reinen Moduleffekt (vgl. Abb. 4 oE und mE) kann auch im Schuh ein Moduleffekt nachgewiesen werden (vgl. oEimS und mEimS1). Allerdings ist auch ein Schuheffekt zu sehen, wenn zwei verschiedene Schuhe eines Patienten getestet wurden (vgl. mEimS1 mit mEimS2). Der Effekt der Module ist in einer höheren Fußaußenrandbelastung und der Erhöhung des Drucks unter den Mittelfußköpfchen 2 zu erkennen.

Da zu allen Messungen Informationen zum Schmerzzustand nach VAS vorliegen, kann der Effekt der Versor-

gung mit dem Schmerzempfinden in Verbindung gesetzt werden. Negativ auf die Versorgung reagierten fünf Patienten. Hier stieg der Wert der VAS von der Eingangsmessung zu den Versorgungsmessungen. Bei acht Patienten war ein Rückgang der Werte der VAS von 0 bis kleiner gleich 2 Punkten zu messen. Dies definierten wir als gleich geblieben. Positiv reagierten sieben Patienten. Hier sanken die Werte um mehr als zwei 2 Punkte (Abb. 5).

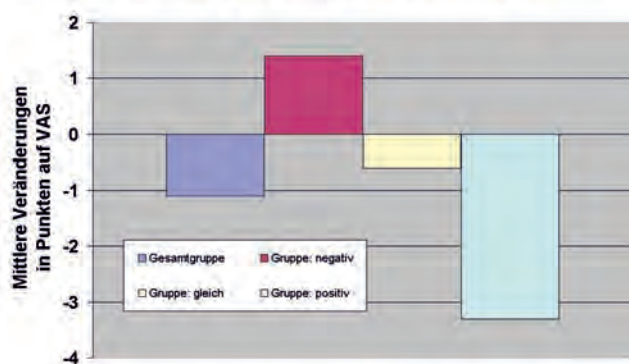
Interpretationsansatz

Um die durchaus positiven Ergebnisse zu beurteilen, wurden die Auswirkungen auf den Probanden mittels Messtechnik geprüft. Über die Druckverteilungsmessung (DVM) kann zwar die mechanische Wirkung der Module sichtbar gemacht werden, doch dass daraus eine Bewegungsänderung resultiert, ist nicht zwangsläufig.



4 Vergleich ohne und mit Einlage im Gang: Drucksummenbild (Peak Phase) während des Gehens ohne Einlage (oE), mit Einlage im Neutralschuh (mE), ohne Einlage im Schuh (oEimS), mit Einlage im Schuh 1 (mEimS1) und mit Einlage im Schuh 2 (mEimS2).

Veränderung der VAS nach drei Monaten

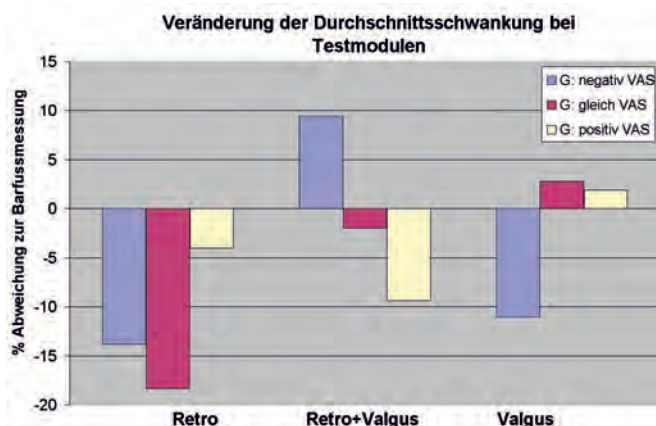


5 Mittlere Veränderung des Schmerzindex nach VAS Punkten innerhalb der Gruppen „negativ“, „gleich“ und „positiv“. Differenz der Veränderung von Eingangsmessung zur Kontrollmessung nach drei Monaten.

Trotzdem bietet die Analyse der Druckverteilungsmessung einen ersten Ansatz für die Analyse der Bewegungsänderung. Denn Parameter wie die lokale Druckumverteilung und die Veränderung des Druckschwerpunktes weisen auf den Einfluss der Module auf die Bewegungssteuerung hin.

Ein weiteres Verfahren, das gute Ansätze für die Beurteilung eines Versorgungserfolges bietet, ist die Ermittlung der Gleichgewichtsregulationsfähigkeit der Probanden mithilfe der Projektion des Körperschwerpunktes bei der Messung auf einer Kraftmessplatte. Die Gleichgewichtsfähigkeit bildet einen leistungsbestimmenden Faktor für die so genannte Haltungs- oder Stützmotorik, welche auch die aufrechte Haltung des Körpers entgegen der Schwerkraft reguliert. Aus-

gen zur Gleichgewichtsregulationsfähigkeit können gut über die Durchschnittsschwankung D (mittlere Abweichung der Messdaten vom Mittelpunkt aller Messwerte) gemacht werden. Sind Veränderungen der Gleichgewichtsregulationsparameter in Abhängigkeit vom Schmerzindex vorhanden? Wenn ja, welche? Die Beantwortung dieser Fragen könnte eine Antwort darauf geben, wie man podorthesiologische Module optimal einsetzt. Welchen Einfluss die jeweils einzelnen Module im Stehen haben, wird in Abbildung 6 deutlich. Nach Vorgabe des Studienkonzeptes wurde eine Probemessung mit den späteren Modulhöhen mittels Plättchen vorgenommen. Die Plättchen wurden an die gemäß des Konzeptes notwendigen, individuellen Fußpositionen gelegt. Eine Reaktion auf die Module kann bei allen Plättchen nachgewiesen werden. Für das Modul „Retro“ sind die Mittelwerte für die Durchschnittsschwankung der Gruppen „negativ“ und „gleich“ kleiner als bei der Messung barfuß. Auffällig ist, dass die Negativ-Gruppe entweder deutlich stärker negativ oder in entgegengesetzter Weise zur Positiv-Gruppe reagiert. Dies kann für alle Testzustände – „Retro“, „Retro und Valgus“ und „Valgus-Modul“ – nachgewiesen werden.



6 Unterschiede der Durchschnittsschwankung von der Barfußmessung zur Messung barfuß stehend auf einzelnen Testmodulen innerhalb der nach VAS ermittelten Gruppen.

gen zur Gleichgewichtsregulationsfähigkeit können gut über die Durchschnittsschwankung D (mittlere Abweichung der Messdaten vom Mittelpunkt aller Messwerte) gemacht werden. Sind Veränderungen der Gleichgewichtsregulationsparameter in Abhängigkeit vom Schmerzindex vorhanden? Wenn ja, welche? Die Beantwortung dieser Fragen könnte eine Antwort darauf geben, wie man podorthesiologische Module optimal einsetzt.

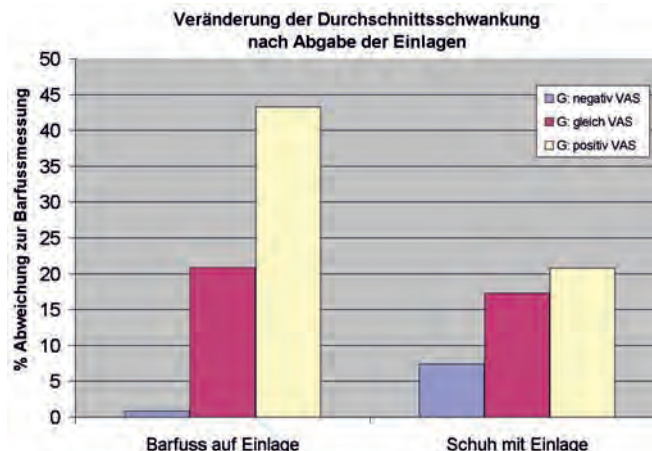
Welchen Einfluss die jeweils einzelnen Module im Stehen haben, wird in Abbildung 6 deutlich. Nach Vorgabe des Studienkonzeptes wurde eine Probemessung mit den späteren Modulhöhen mittels Plättchen vorgenommen. Die Plättchen wurden an die gemäß des Konzeptes notwendigen, individuellen Fußpositionen gelegt. Eine Reaktion auf die Module kann bei allen Plättchen nachgewiesen werden. Für das Modul „Retro“ sind die Mittelwerte für die Durchschnittsschwankung der Gruppen „negativ“ und „gleich“ kleiner als bei der Messung barfuß. Auffällig ist, dass die Negativ-Gruppe entweder deutlich stärker negativ oder in entgegengesetzter Weise zur Positiv-Gruppe reagiert. Dies kann für alle Testzustände – „Retro“, „Retro und Valgus“ und „Valgus-Modul“ – nachgewiesen werden.

Die Reaktion auf die fertige Einlage erfolgt am stärksten, wenn die Patienten barfuß auf der Einlage stehen (Abb. 7). Nach Versorgung ist ein Anstieg der Mittelwerte der Durchschnittsschwankung, innerhalb der Gruppe „positiv“ im Gegensatz zur Gruppe „negativ“ um rund 40 Prozent nachzuweisen. Dieser Unterschied wird durch den Schuh abgeschwächt. Wie schon auf der Einlage barfuß zu sehen, bleibt die Richtung der Reaktion im Schuh zwischen den Gruppen gleich. Die Gruppe „positiv“ reagiert mit einer erhöhten Durchschnittsschwankung.

Nach drei Monaten kommt es zu einer Umkehr des Eingangeffektes (Abb. 8). In allen Gruppen verringern sich die Mittelwerte der Durchschnittsschwankung im Schuh. Die Ausprägung der Änderung ist allerdings die gleiche wie bei den Eingangsmessungen mit Einlage. Die Verringerung der Gesamtschwankung ist am deutlichsten innerhalb der Gruppe mit negativer Reaktion auf die Einlage nachzuweisen.

Frequenzanalyse

Ansätze zu einer weiterführenden Signalauswertung bietet eine erweiterte Art der Berechnung und Darstellung desselben Signals. Mit Hilfe der Fouriertransformation des vorliegenden stochastischen Signals aus der Gleichgewichtsregulationsmessung in ein Frequenzspektrum werden weitere Signalteile sichtbar. Anhand der Auswertung dieser Signalanteile hoffen wir, dass weitere Regelungsmechanismen nachzuweisen sind. In einem ersten



7 Veränderung der Durchschnittsschwankung nach Versorgung. Stehend barfuß auf Einlage und auf Einlage im Schuh innerhalb der nach VAS ermittelten Gruppen.

Ansatz haben wir das Frequenzspektrum in definierte Anteile aufgeteilt, um mögliche Zusammenhänge zwischen der Häufigkeit der Frequenzanteile und den unterschiedlichen Versorgungszuständen zu verdeutlichen. Die untersuchten Frequenzanteile wurden wie folgt aufgeteilt und benannt:

- < 0,1 Hz = A,
- 0,1 bis 0,5 Hz = B,
- von 0,5 bis 1,0 Hz = C,
- von > 1 Hz = D.

Festgestellt wurde, dass innerhalb der definierten Frequenzanteile ein Unterschied zwischen Barfußmessung und Messung mit Modul nachgewiesen werden kann (Abb. 9).

Der Einsatz des Moduls „Retro“ steigerte besonders die Frequenzanteile im C- und D-Frequenzbereich um 30 beziehungsweise 50 Prozent im Gegensatz zur Barfußmessung. Auch mit diesen Parametern wurde beobachtet, dass sich in allen Frequenzbereichen die Frequenzanteile der Gruppe mit positiver VAS-Reaktion umgekehrt zur Gruppe mit negativer VAS-Reaktion veränderten. Wir führen diesen Untersuchungsansatz weiter und hoffen mit diesen Parametern die doch meist sehr feinen Veränderungen der Gesamtkörperstellung, ausgelöst durch einzelne Module, deutlicher nachvollziehen zu können.

Fazit und Ausblick

Die eingesetzten podo-orthesiologischen Einlagen bewirken eine Verstärkung, ein undifferenziertes Verhalten oder ein Absenken der Durchschnittsschwankung. Da alle Probanden gleich ausgestattet wurden, können Aussagen zur allgemeinen Wirkung der ein-

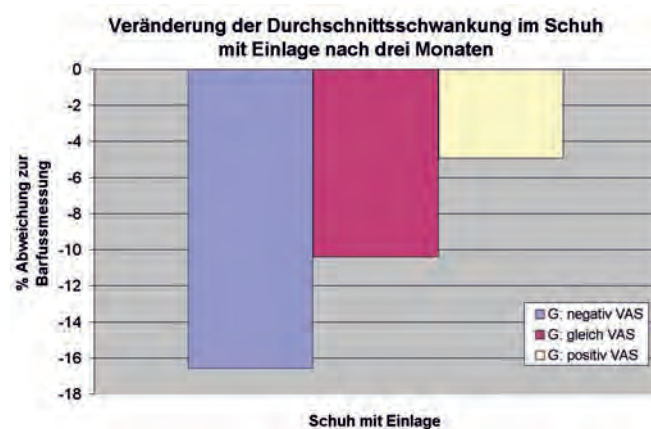
gesetzten Module mit den Schmerzwerten der VAS verknüpft werden.

Aussagen zu Modulkombinationen, um ein bestimmtes klinisches Bild zu beeinflussen, können momentan nicht gemacht werden. Dass sich jedoch die Störung des bestehenden Gleichgewichts positiv auf das Schmerzempfinden der Probanden auswirkt, darf stark angenommen werden. Dies bestätigt, dass die eingesetzten Module einen vom Menschen wahrnehmbaren Effekt haben. Darüber hinaus reagiert der Mensch, wenn die Module an den „richtigen“ Stellen sitzen durchaus positiv. Sitzen diese allerdings an den „falschen“ Stellen, kommt es zu negativen Reaktionen. Dass es zu einer Abschwächung der Wirkung nach drei Monaten im Schuh mit Einlagen kommt, deutet darauf hin, dass der gewünschte positive Störeffekt nachlässt. Eine Auffrischung – etwa durch Moduländerungen – scheint aber nur bedingt notwendig, da in der Gruppe „positiv“ auch nach drei Monaten eine Schmerzreduktion nachzuweisen war.

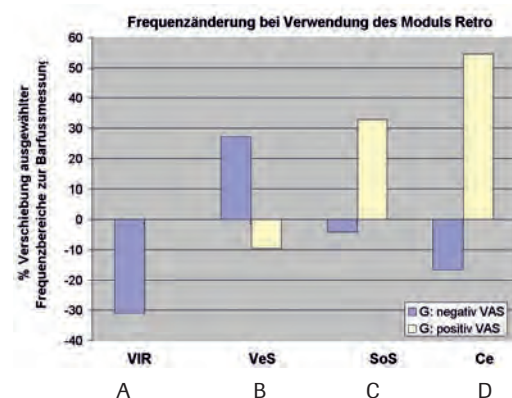
Es konnte gezeigt werden, dass die Anwendung von Modulen nach Breukhoven einen Effekt auf den menschlichen Körper hat. Weiterhin wurde gezeigt, dass eine Beeinflussung des menschlichen Allgemeinzustandes positiv als auch negativ möglich ist. Die Aufarbeitung des Themenbereiches, um die genauen Wirkansätze wissenschaftlich nachzuweisen, scheint notwendig. Vor allem auch im Hinblick darauf, die nebeneinander existierenden Verfahren der stimulierenden Einlagen einzuordnen und für den Patienten hilfreich anwenden zu können. ■

Literatur

1. Baur H., Hirschmüller A., Jahn, M., Stumpf, J., Türk, H., Mayer, F.: Zur Wirkung von Einlagen und Physiotherapie. *Orthopädie Schuhtechnik* 10 (2002) 50 – 57
2. Baur H., Hirschmüller A., Müller, S., Mayer, F.: Wirkungsweise von funktionellen Elementen der Schuheinlagenversorgung im Sport. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 54, Nr. 11 (2003).
3. Bourdiol R. J.: *Podoreflexo Cinesiologie*. 1986, Maisonneuve.
4. Bruhn S., Gollhofer, A.: Neuropsychologische Grundlagen der Propriozeption und Sensomotorik. *Med. Orth. Tech.* 121 (2001) 66 – 71
5. Freiwald J., Engelhardt, M.: Neuromuskuläre Dysbalance in Medizin und Sport. Sonderdruck aus: *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*. Heft 3, 47, (1996) 99 – 106
6. Hafkemeyer U., Poppenborg, D., Müller-Gliemann, C., Drerup, B., Möller, M., Wetz, H. H.: Afferenzverstärkende (Propriozeptive) Einlagen zur Behandlung des funktionellen Spitzfußes bei Kinder mit infantiler Cerebralparese (ICP). *MOT* 4, (2003) 18 – 23
7. Kavounoudias A., Roll, R., Roll, J.-P.: The plantar sole is a dynamometric map for human balance control. *NeuroReport* 9 (1998) 3247 – 3252.
8. Lephart S. M., Pincivero, D. M., Rozzi, S. L.: Proprioception of the Ankle and Knee. *Sports Med* 25(3) (1998) 149 – 155.
9. Müller-Gliemann C., Drerup, B., Hafkemeyer, U., Wetz, H. H.: Einlagen, Propriozeption und Körperstatik – Eine Vorstudie zur Überprüfung der Messmethodik –. *MOT* 4, (2003) 39 – 45.
10. Reer R., Jerosch, J.: Further thoughts on proprioceptive training as a therapeutic measure. In: Nyska, M., Mann, G. (Editors): *The unstable ankle*. Champaign, Illinois, USA: Human Kinetics, (2002) 195 – 200.
11. Robbins S., Waked, E., McClaran, J.: Proprioception and Stability: Foot Position Awareness as a Function of Age and Footwear. *Age and Ageing*, 24 (1995) 67 – 72.



8 Prozentualer Unterschied von Barfußmessung zur Messung im Schuh nach drei Monaten.



9 Bei Versorgung mit „Retro“ zeigt die Gruppe mit negativer Schmerzreaktion in allen untersuchten Frequenzanteilen immer ein umgekehrtes Verhalten wie die Gruppe mit positiver Schmerzreaktion.

Matthias Raeke, Josef Kastner:



Neurologische Einlagen: Positiver Einfluss auf Schmerzen und Gangbild

Zusammenfassung:

In einer Langzeitstudie über einen Zeitraum von 5 Monaten soll die Wirksamkeit der Versorgung mit neuromuskulären oder auch propriozeptiven Einlagen hinsichtlich Verbesserungen im Gangbild mittels Bodenreaktionskraftmessung, von körperstatischen Veränderungen (Diers-Methode) sowie Schmerzreduktion (VAS) nachgewiesen werden. Untersucht wurden bisher 9 Frauen und 4 Männer. Insgesamt werden drei Untersuchungen, eine

Eingangsuntersuchung und zwei Nachkontrollen durchgeführt. Da noch nicht alle untersuchten Personen alle Nachkontrollen absolviert haben, werden in vorliegendem Artikel Fragestellung, Methodik und erste Zwischenergebnisse berichtet. In der Eingangsuntersuchung hat sich gezeigt, dass der Vorwurf, „neurologische“ Einlagen hätten lediglich eine Art „Placebo-Effekt“, nicht haltbar ist. Sowohl das Gangbild als auch in der Körperstatik

zeigen sich, zwar nicht in allen Fällen, unmittelbare positive Versorgungseffekte. Bei der ersten Nachkontrolle war bei 80 Prozent der Probanden eine deutliche Verbesserung der Schmerzen zu vermerken, obwohl die Körperstatikparameter eher auf eine Verschlechterung hindeuteten. Spannend bleiben deswegen die zu erwartenden Ergebnisse der 2. Nachkontrolle.

Neuromuskuläre oder auch propriozeptiv wirksame Einlagen halten verstärkt Einzug in die Versorgung verschiedenster, vor allem schmerzintensiver und körperstatisch bedingter Symptome. Immer mehr Orthopädietechnikfirmen setzen diese alternativ zu klassischen orthopädischen Einlagen ein.

Obwohl mit dieser Art Einlagen bereits zahlreichen Patienten aus ihrem Teufelskreis der Schmerzen geholfen werden konnte, ist die Wirkung neuromuskulär wirksamer Einlagen selbst unter Fachleuten umstritten. Teilweise wird dieser Versorgungsvariante lediglich ein Placebo-Effekt unterstellt (1).

Auf dem österreichischen und dem deutschen Markt sind verschiedene Anwendungskonzepte solcher Neuromuskulärer Prozeptorsohlen (NPS) vertreten. Grundsätzlich greifen alle auf die von Bortolin & Bourdiol (2, 3) schon in den Siebzigern gelegten Forschungsgrundlagen zurück. Die beiden Wissenschaftler haben nachgewiesen, dass die Fußmuskeln unmittelbar mit hal- tungsrelevanten Arealen im Gehirn kor-

respondieren. Durch gezielte Stimulation der zahlreich in den Fußmuskeln- und Sehnen vorhandenen Propriozeptoren werden körpereigene Reflexbögen aktiviert, um über die funktionellen Muskelketten die Körperhaltung zu korrigieren. Das heißt, haltungsrelevante Muskulatur kann zielgerichtet tonisiert oder detonisiert werden.

Da einerseits Vorbehalte gegenüber der Wirkungsweise vorhanden sind, andererseits aber auch mehr und mehr über die positiven Effekte neuromuskulärer Einlagen zu erfahren ist (SZ, 2007) (1), haben das Forschungsinstitut für Orthopädie-Technik (FIOT) Wien und die Orthopädie-Technik Obermeissner in Stockerau bereits im vergangenen Jahr eine Pilotstudie zum Nachweis der Wirkungsweise neuromuskulärer Einlagen gestartet. Unter der Leitung des wissenschaftlichen Leiters des FIOT, Dr. Josef Kastner und Diplom-Sportwissenschaftler Matthias Raeke, Spezialist für Neuromuskuläre Einlagenversorgungen und Bewegungsanalyse, wurde das Untersuchungsdesign entwickelt und durchgeführt.

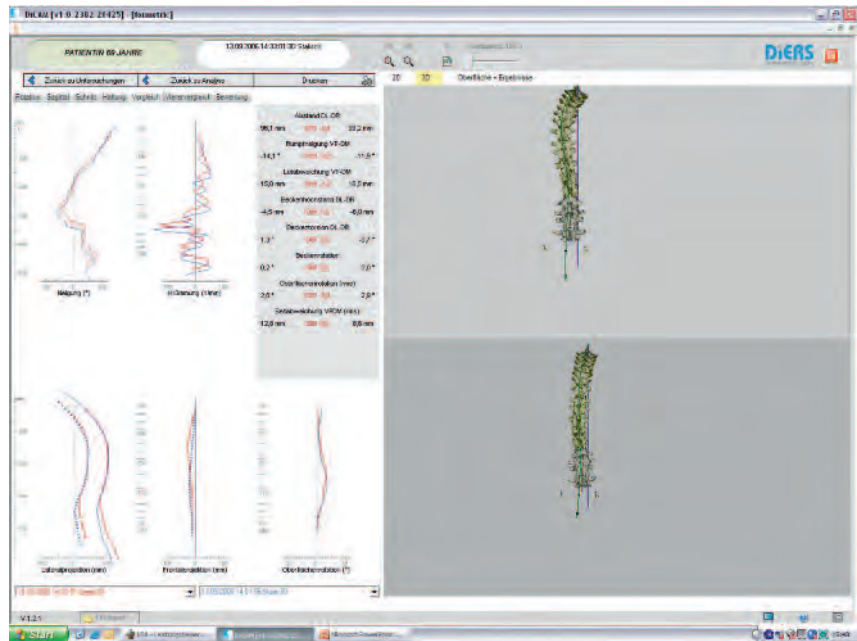
Anschriften der Verfasser:

Matthias Raeke
Diplom-Sportwissenschaftler
Orthopädieschuhtechnik
Obermeissner,
Hauptstraße 56, A 2000 Stockerau.

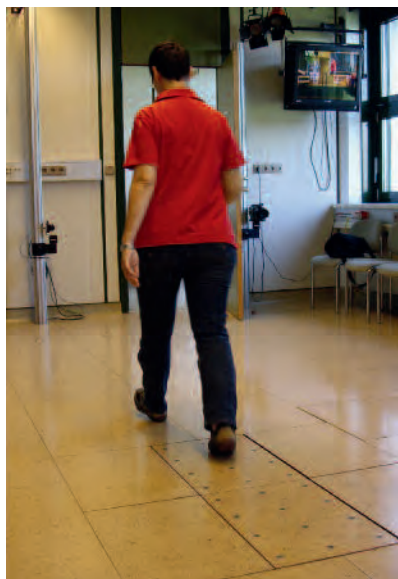
Dr. Josef Kastner
Forschungsinstitut für
Orthopädietechnik (FIOT)
Geigergasse 5-9, A-1050 Wien

In dieser Verlaufsstudie wurden drei wichtige Parameter erfasst, welche durch das Tragen neuromuskulär wirksamer Einlagen beeinflusst werden sollten. Folgende Fragestellungen wurden formuliert:

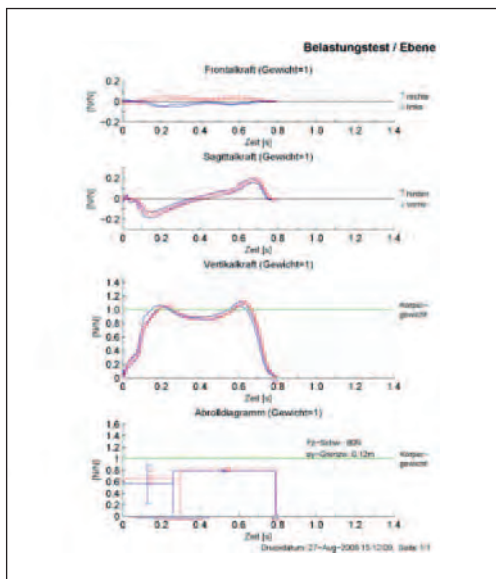
- Schmerzsymptomatik: Verbessert eine gezielte Anwendung von Neuromuskulären Prozeptorsohlen (NPS) unmittelbar und/oder über einen Zeitraum bis 5 Monaten die Schmerzsymptomatik(en) des Patienten?
- Gangbild und Gangsymmetrie: Kann durch die Anwendung von NPS im Alltagsschuh unmittelbar nach Versorgung das Gangbild und die Gangsymmetrie des Patienten harmonisiert werden?
- Körperstatik: Wird die Körperstatik durch das Tragen von NPS unmittelbar und/oder über einen längeren Zeitraum verbessert?



1 Wirbelsäulenprofile vor und nach einer NPS-Versorgung.



2 Patientin beim Überschreiten der Kraftmessplatten.



3 Grafische Darstellung der Ergebnisse des Belastungstests.

Belastungstest, Kraftwerte und Gangsymmetrie

Beim Belastungstest geht der Patient auf einer 10 m langen Gehstrecke mindestens 10 Mal auf und ab. In der Mitte sind zwei Kraftmessplatten (Typ Kistler) im Boden eingelassen, die die Bodenreaktionskräfte des linken und rechten Fußes dreidimensional und den Kraftangriffspunkt in Bodenhöhe mit einer Frequenz von 250 Hertz messen. Die Kräfte aller Durchgänge werden für links und rechts getrennt gemittelt, die Streuungen berechnet und als Kraft-Zeit Diagramme dargestellt (siehe Abb. 3). Mit Hilfe der Kraftangriffspunkte lassen sich Fersen und Ballenbelastung berechnen und daraus das Abrollverhalten des Patienten beurteilen. Der Belastungstest dauert bis zur Ergebnisdarstellung

rund 5 Minuten, wird seit mehr als 20 Jahren in den Ganglabors der AUVA/FIOT durchgeführt und wurde bisher bereits mehr als 50 000 Mal angewandt.

Die Art der Darstellung lässt mit einem Blick eine Beurteilung des Belastungsverhaltens im links-rechts-Vergleich zu. So wird die Gangsymmetrie als positiv beurteilt, wenn die Kurven links und rechts deckungsgleich sind oder im Einlagenvergleich deckungsgleicher wurden. Der Verlauf der Kraftkurven sollte harmonisch sein und die Vertikalkräfte (Kraftwerte) in Abhängigkeit von der Gehgeschwindigkeit deutlich über die Körpergewichtslinie am Anfang und am Ende der Stützbeinphase überschwingen.

Methode und Probanden

Die Studie wurde als Längsschnittanalyse angelegt. Zur Untersuchung wurden ausschließlich Probanden mit tatsächlichen akuten oder chronischen Schmerzsymptomen zugelassen. Bisher stellten sich freundlicherweise 9 weibliche und 4 männliche Teilnehmer zur Verfügung. Schmerzbewertung, Körperstatikanalyse, Anmessung und Herstellung der NPS wurden jeweils von Diplom-Sportwissenschaftler Matthias Raeke in der Firma Obermeissner durchgeführt. Die Ganganalyse absolvierten die Probanden jeweils im Ganganalyselabor des Rehabilitationszentrums Weißer Hof (AUVA und FIOT Wien).

Die Erfassung sämtlicher Daten eines jeden Probanden erstreckte sich über einen Zeitraum von je 5 Monaten. Dies war notwendig, um nicht nur die unmittelbare Wirkung der NPS sondern auch einen therapeutischen Effekt auf Körperstatik, Haltung und Gang zu dokumentieren. Erfasst wurden ein Eingangsbefund und zwei Nachkontrollen.

Zur Messung und Codierung der Veränderungen der Schmerzsymptomatik wurde die Visuelle Analog Skala (VAS) in Kombination mit Numerischer Einschätzungsskala (NRS) eingesetzt. Die Anzahl schmerzhafter Körperbereiche wurde im Vorfeld entweder durch den Befund eines Facharztes oder durch die Angaben des Probanden festgelegt. Der Proband sollte für die entsprechende Lokalisation den Schmerz im jeweils akutesten Zustand in Bezug auf Schmerzintensität auf der VAS mittels Farbverlaufszuordnung einstellen. Dieser Wert wurde sofort numerisch umcodiert und erfasst.

Zur objektiven und quantitativen Körperstatik- und Haltungsanalyse wurde die 3D-Rasterstereographie-Technologie der Firma Diers angewandt. Sie gewährleistet die Darstellung der Wirbelsäulen- beziehungsweise Rückenoberfläche. Die Software bestimmt zusätzlich die für eine Analyse notwendige Körperpunkte (siehe Abb. 1).

Die Messung des Gangbildes beziehungsweise der Gangsymmetrie erfolgte im Ganganalyse-Labor des Rehabilitationszentrum Weißer Hof (AUVA und FIOT-Wien). Um eine exakte Belastungsanalyse zu erstellen, gingen die Probanden barfuß, mit Schuhen ohne Einlagen und den in die Schuhe eingelegten beiden Einlagenkonzepten über zwei ortsfeste Kraft-Messplatten (siehe Abb. 2). Die Kraft/Zeit-Verlaufsmessung gibt Aufschluss über die Änderungen der Gangsymmetrie, des Abrollverhaltens und die zeitlichen Abfolgen im Bewegungszyklus (siehe Abb. 3) (5).

Der Proband in Abbildung 3 zeigt gute Symmetrie mit einer mittel guten Gangdynamik und mittel guten Kraftwerten, jedoch einem eher schlechten, unregelmäßigen und unharmonischen Belasten zu Beginn der Stützbeinphase.

1. Eingangsbefund:

Im Eingangsbefund wurden anhand eines ausführlichen Fragebogens Anamnese, Schmerzbereiche, Schmerzintensitäten (nach VAS und NRS), vorhandene Fehlstellungen, bis dato in irgendeiner Form durchgeführte Operationen und/oder bisherige Behandlungskonzepte aufgezeichnet. Anschließend wurden die Probanden durch einen umfangreichen Palpations- und Sichtbefund auf körperstatische Merkmale und Fehlstellungen (Diers-System) untersucht. Auch diese wurden vermerkt.

Diese Prozedur wurde direkt nach der Vorversorgung mit sogenannten Versuchs-Prozeptoren solange wiederholt, bis bei Palpation, Haltungsbeurteilung und Körperstatikvermessung (4) ein zufriedenstellendes Ergebnis erzielt wurde. Die Veränderungen wurden im Fragebogen festgehalten. Zusätzlich zu den NPS wurde ein Paar orthopädische Einlagen hergestellt. Nach Fertigstellung der beiden Einlagentypen wurden die Belastungsmuster beim Gehen erfasst (barfuß, mit Schuhen, mit Schuhen und NPS Einlage und mit Schuhen und orthopädischen Einlagen).

1. Nachkontrolle

(Nach 6 – 8 Wochen) Sämtliche eingangs erfassten schmerzbewertenden und körperstatischen Parameter wurden erneut aufgenommen und den Werten der Eingangsmessung gegenübergestellt. Gegebenenfalls wurden die NPS verändert. Dies stellt einen normalen Vorgang im Therapieprozess dar. Mitunter reagiert die Körper- und Fußstatik des Probanden rasch, sodass nach wenigen Wochen einige Prozeptoren oder auch Erhöhungen in ihrer Lage verändert beziehungsweise entfernt werden müssen.

2. Nachkontrolle

(Nach 5 Monaten) Nachkontrolle 2 wurde 3 Monate nach der ersten Kontrolle durchgeführt. Hier ging man wie in Nachkontrolle 1 vor. Da es sich bei den NPS um Therapiesohlen handelt und man der individuellen Anamnese der einzelnen Probanden Rechnung tragen muss, konnten auch zu diesem Zeitpunkt Veränderungen vorgenommen werden. Ein Teil der Probanden befindet sich derzeit noch im Durchlauf und muss Nachkontrolle 2 erst absolvieren. Die Ergebnisse werden zu gegebenen Zeitpunkt berichtet

Vorläufige Ergebnisse

Die zur Eingangsmessung durchgeführte Ganganalyse machte deutliche Unterschiede sichtbar (Diagramm 1). Bei der Vergleichsmessung vom Barfußgang zum Gang mit Schuhen ohne Einlagen verschlechterten sich Kraftwerte und Gangsymmetrie bei 50 %. 42 % zeigten keine Veränderungen. 8 % verbesserten sich.

Beim Belastungstest mit in den Schuhen liegenden NPS verbesserten sich Kraft- und Gangsymmetriewerte bei 58 % der Probanden. 34 %, zeigten keine Veränderungen und bei 8 % gab es Verschlechterungen der Werte. Das macht deutlich, welchen Einfluss das individuelle Schuhwerk auf die Messwerte und damit auf Gangdynamik und Symmetrie und nicht zuletzt auch Körperstatik hat. Durch das Einlegen der NPS wurde diesem entgegengewirkt.

Mit den orthopädischen Einlagen verbesserten sich 34 % der Probanden gegenüber dem Gehen ohne Einlagen, 58 % zeigten keine Verbesserung, 8 % verschlechterten sich.

Dem Untersuchungs-Team präsentierte sich bei der Auswertung der Schmerzbewertungs-Items nach dem

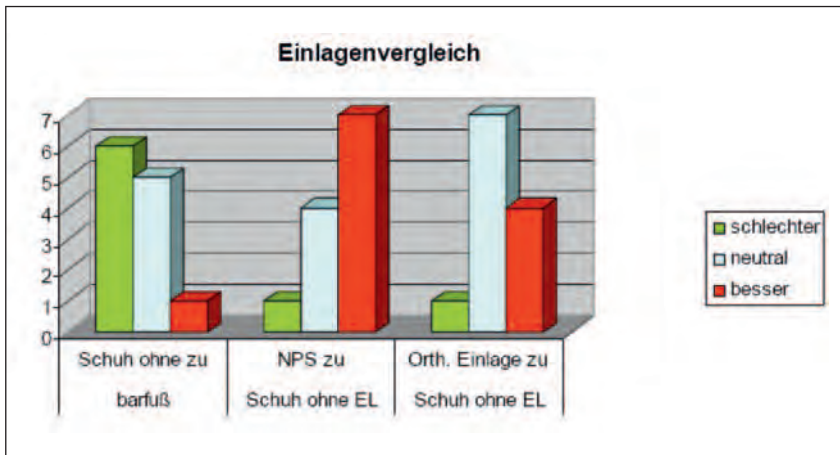


Diagramm 1 Gesamtvergleich der Gangparameterveränderung durch Schuhwerk und Einlagen.

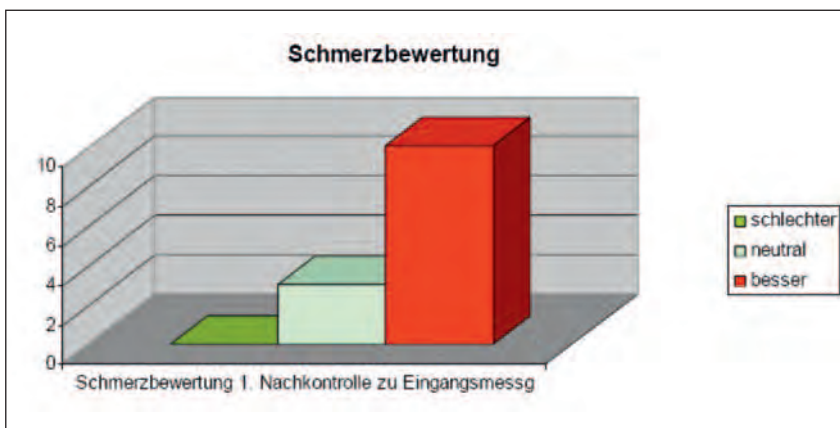


Diagramm 2 Individuelle Schmerzbewertung nach 1. Nachkontrolle im Vergleich zur Eingangsmessung.

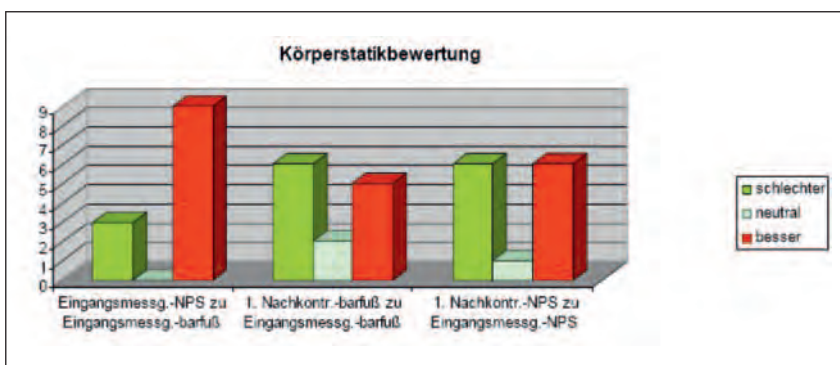


Diagramm 3 Bewertung der Körperstatischen Veränderungen nach der 1. Nachkontrolle.

ersten Nachkontrollzeitpunkt ein äußerst positives Ergebnis (Diagramm 2). 77 % der Probanden spürten eine deutliche Reduktion bis hin zum Verschwinden ihrer Schmerzen. 23 % spürten keine Veränderung und kein Proband beklagte eine Verschlechterung seines Schmerzzustandes.

Beim Vergleichen der Veränderungen in der Körperstatik beziehungsweise Haltung anhand der 3D-Rasterstereographie-Bewertung unmittelbar bei Anmessung der NPS wurden sofortige positive Veränderungen bei 69 % ausgemacht (Diagramm 2). Bei 23 % der Probanden gab es zunächst in der Summe der Veränderungsparameter Verschlechterungen und bei 8 % blieb die Summe gleich.

Im gesamten Verlauf der Kontrolle zeigten sich deutliche Schwankungen in der Korrekturwirkung der NPS. Wie oben beschrieben, zeigte sich bei einem Teil der Probanden die sofortige korrektive Wirkung unmittelbar nach Erhalt der NPS.

Bei der ersten Nachkontrolle fiel auf, dass bei 46 % der Probanden zunächst sogar eine Verschlechterung der ausgewählten Körperhaltungsmerkmale bei der Messung mit und ohne NPS eintraf. Erklärbar ist dieses Ergebnis mit der zunächst kompletten statischen Umstellung des Körpers. Vor allem die Muskulatur, welche maßgebend an Form und Struktur der zu messenden Rückenoberfläche Anteil hat, benötigt Zeit zum Aufbau. Spannend bleiben deswegen die zu erwartenden Ergebnisse der 2. Nachkontrolle.

Diskussion und Ausblick

Die ersten Ergebnisse der Studie haben gezeigt, dass Veränderungen durch den Einsatz der NPS individueller Determination unterliegen. Es ist daher nicht möglich, eine genaue Prognose für den Therapieverlauf zu erstellen. Die Verbesserungen der Schmerzsymptomatiken zeigen jedoch deutlich an, dass

der gewünschte Effekt der Schmerzreduktion durch NPS bereits kurz- und mittelfristig erzielbar ist.

Den Placebo-Effekt kann man aufgrund der Tatsache ausschließen, dass nach bloßem Unterlegen der Versuchs-Prozeptoren unter die Fußsohle des Patienten sofortige Wirkungen körperstatisch erkennbar und durch Palpation spürbar werden. Diese Wirkungen wurden dem Patienten weder erklärt noch gedanklich oder visualisierend vorweggenommen. Auch in der Ganganalyse ist der Einfluss von NPS auf Gangbild- und Symmetrie im Vergleich zum Barfußgang, im Gang mit Schuhen und auch im Gang mit Schuhen und darin befindlichen Orthopädischen Einlagen erkennbar.

Berücksichtigt werden müssen auch im Untersuchungszeitraum stattfindende weitere therapeutische Maßnahmen und Effekte wie zum Beispiel Physiotherapie, Osteopathie, manuelle Therapieformen, physikalische Anwendungen, sportbedingte Veränderungen

(bspw. veränderte muskuläre Ausprägungen).

Als sehr wesentliche und nicht zu unterschätzende Einflussgröße kristallisierte sich im Verlauf der Studie das verschiedene Schuhwerk der Probanden heraus. Unterschiedliche Schuh- und vor allem Schuhsohlenformen und Absätze haben beträchtlichen Einfluss auf das Gangbild und die Bewegungskontrolle. Diesem Aspekt wird bereits in der laufenden Hauptstudie Rechnung getragen. ■

Literatur

1. Herden, Birgit: „Gute Geschäfte mit Plattfüßen.“ / Orthopädie. In: Süddeutsche Zeitung 3.3.2007
2. Bourdiol, R.J.: Pied de Statique. (1980)
3. Bourdiol, R.J.: Podo-Réflexo-Cinésiologie (1986).
4. Schallmeyer, W.P. u. ter Harmsel, I. Podo-Orthésiologie nach Breukhoven. Lehrinstitut Warendorf.
5. Kastner J., e.a.: Die Messung des Abrollvorganges beim Gehen zur Therapie- und Verlaufskontrolle, Med. Orth. Tech. 112 (5/1992) 272-276.

Jeanine von Lacroix:

Studien zur Wirksamkeit afferenzstimulierender Einlagen

Zusammenfassung:

Den Konzepten afferenzstimulierender Einlagen wird immer wieder vorgeworfen, dass ihre postulierte Wirksamkeit nicht wissenschaftlich belegt sei. Tatsächlich steht ein endgültiger Nachweis der Wirksamkeit und Wirkweise dieses Einlagenkonzeptes bislang aus. Der Artikel zeigt jedoch anhand einer systematischen Übersicht, dass der Vorwurf, es würde keine Studien zu dieser Thematik geben, nicht haltbar ist. Es liegen sehr wohl bereits eine Reihe von Untersuchungen vor, die sich mit dem Nachweis der Wirkweise und der Wirksamkeit afferenzstimulierender Einlagen beschäftigen.

Die Studien werden anhand des untersuchten Einlagenkonzepts sowie der Messparameter geordnet vorgestellt. Die ausführliche Beschreibung des Studiendesigns, der Probanden sowie wirksamen Einlagenelemente erlaubt eine Beurteilung der vielversprechenden Ansätze ebenso wie der Schwachstellen der jeweiligen Studien.

Letztendlich gibt der Überblick über den derzeitigen Stand der Forschung Hinweise darauf, in welche Richtung künftige Forschungsprojekte zielen könnten, um einen befriedigenden Wirknachweis der sensomotorischen Einlagen erbringen zu können.

Die Wirksamkeit und die Wirkmechanismen afferenzstimulierender Einlagen konnten bislang nicht eindeutig wissenschaftlich nachgewiesen werden. Die Gründe hierfür sind vielschichtig und liegen zum einen darin, dass afferenzstimulierende Einlage nicht gleich afferenzstimulierende Einlage ist. Nicht jede Einlage, die „sensomotorisch“ statt „mechanisch“ wirken soll, funktioniert nach dem gleichen Prinzip. Die Namensvielfalt (propriozeptive, neurologische, sensomotorische, kineseologische, afferenzstimulierende oder afferenzverstärkende Einlage) ist ein Indiz dafür. Eine Differenzierung der Konzepte fällt – ebenso wie die „richtige“ Namensgebung – mitunter nicht leicht. Im Rahmen dieser Übersicht zu den derzeit vorliegenden Untersuchungen afferenzstimulierender Einlagen sollen jedoch trotzdem zwei zentrale Einlagenkonzepte voneinander abgegrenzt werden. Dies ist erforderlich, da das Einlagenkonzept unter anderem Einfluss auf die Auswahl der zu untersuchenden Parameter sowie der Messinstrumente nimmt.

Die im Folgenden als „neurologisch“ bezeichneten Einlagen zeichnen sich durch eine geringe Einlagenhöhe und Pelottierung aus und sollen vor allem die plantare Oberflächensensibilität ansprechen. Der bekannteste Vertreter dieses Konzeptes ist René J. Bourdiol. Einlagen hingegen, die durch hohe Pelottierungen vornehmlich die Tiefensensibilität ansprechen sollen, werden an dieser Stelle als „sensomotorische“ Einlagen tituliert. Diesen Namen verwendet auch Lothar Jahrling, der diesen Einlagentypus maßgeblich geprägt hat.

Studienübersicht

Nahezu allen Studien zur afferenzstimulierenden Einlagenversorgung kann man methodische und methodologische Unzulänglichkeiten vorwerfen, die die Aussagekraft der Studienergeb-

nisse beeinträchtigen. Sicherlich ist die Forderung von Eltze (2005) nach prospektiven, randomisierten Untersuchungen mit 10-jähriger Beobachtungszeit sowohl im Wachstumsalter befindlicher Patienten als auch Erwachsenen mit Beschwerdesymptomatik deshalb begründet und auch richtig. Jedoch darf man nicht außer Acht lassen, dass diese Unzulänglichkeiten nicht allein bei Studien auftreten, die sich mit afferenzstimulierenden Einlagen befassen, sondern ebenso beim Nachweis der „mechanischen“ Wirkung von Einlagen zu beobachten sind (Brüggemann 2004; vgl. außerdem Baur S. 18).

Im Folgenden sollen die derzeit publizierten Studien zur Wirksamkeit afferenzstimulierender Einlagen trotz ihrer teilweise vorhandenen Unzulänglichkeiten vorgestellt werden. Bezug genommen wird dabei auf:

- den untersuchten Einlagentyp (sensomotorisch vs. propriozeptiv),
- das Studiendesign,
- die Probandenauswahl,
- die Messparameter,
- die signifikanten Ergebnisse.

Studien zur so genannten Nancy-Hylton-Orthese werden an dieser Stelle nicht berücksichtigt (vgl. dazu Döderlein et. al. 2000; Baur, S. 18).

Verlaufsbeobachtungen

Die Beobachtung und Dokumentation von mit Einlagen versorgten Patienten ist eine in der Praxis gängige, wenig aufwändige und von den Ergebnissen her oft eindrucksvolle Art des Wirksamkeitsnachweises von Einlagen. Die Kriterien eines wissenschaftlichen Studiendesigns erfüllt dieses Beobachten jedoch in aller Regel nicht, so dass die Evidenz der gewonnenen Ergebnisse als niedrig eingeschätzt werden muss.

Zehengang bei Kindern

Eine 2001 von Kornbrust vorgelegte Dissertation beschäftigt sich mit dem Behandlungserfolg sensomotorischer

Einlagen nach Jahrling bei kindlichem Zehengang. Anhand eines Fragebogens, der an Eltern von 119 mit sensomotorischen Einlagen versorgten Kindern im Alter zwischen 1 und 14 Jahren verschickt wurde, wurden die Verbesserung des allgemeinen Gangbildes sowie speziell des Zehenganges evaluiert, ebenso wie das Bestehenbleiben des verbesserten Gangbildes bei Nichttragen der Einlagen, der Tragekomfort sowie der Einsatz diverser unterstützender Therapiemaßnahmen.

Die Auswertung der Fragebögen ergab eine hundertprozentige Verbesserung des Gangbildes bei Kindern mit habituellem Zehengang ($n = 8$), eine Verbesserung von 81,4 Prozent der Kinder mit ICP ($n = 70$) sowie 88,9 Prozent bei Kindern mit anderen Fehlstellungen ($n = 36$). Eine Verbesserung speziell des Zehenganges der ICP-Kinder konnte in 60 Prozent der Fälle beobachtet werden. Die positiven Auswirkungen auf das Gangbild hielten bei 75 Prozent der habituellen Zehenspitzen-gänger an, jedoch nur bei 38,6 Prozent der Kinder mit ICP.

Veränderte Fußabdrücke von 285 Kindern dokumentiert

Eine Verlaufsbeobachtung von 285 mit sensomotorischen Einlagen versorgten Patienten im Alter von 4 bis 14 Jahren führten Mandel und Jahrling über vier Jahre hinweg durch (2001). Bei den vier- bis siebenjährigen Kindern überwogen die Diagnosen pathologischer Knicksenkfuß und Pes planus. Bei hypotonen und bewegungsbehinderten Patienten sowie Patienten mit ehemaliger Hüft dysplasie oder Hüftreifungsstörung kam zusätzlich eine residuale Pes-adductus-Haltung hinzu. Die 7 bis 14 Jahre alten Patienten wiesen vornehmlich einen Pes planus, seltener den Knicksenkfuß auf.

Die Kontrolle der Einlagenversorgung erfolgte nach 14 Tagen, drei bis fünf Wochen nach Anpassung sowie sieben bis neun Monate nach der Erstversorgung. Beim dritten Termin wurde erneut ein Fußabdruck genommen. Die Autoren schildern, dass bei allen Kindern eine Verbesserung im Fußabdruck ersichtlich gewesen sei. Neurologisch-neurophysiologische Untersuchungen derjenigen Kinder mit motorischen und sprachlichen Retardierungen zeigten eine Verbesserung von Muskeltonus, Körperwahrnehmung und Aufmerksamkeitsspanne.

Dokumentation in der Fußspezialprechstunde

Auch Herberger und Woltring (2004) dokumentierten den Behandlungsverlauf von mit sensomotorischen Einlagen versorgten Kindern. 628 Patienten wurden über einen Zeitraum von vier Jahren aufgrund verschiedener Beschwerdebilder in der Fußspezialprechstunde vorgestellt. Die Kontrolle des Befundes nach Einlagenversorgung fand nach drei, sechs und spätestens zwölf Monaten anhand des Gangbildes, der Körperhaltung sowie des Fußstatus in Stand und Dynamik statt. Außerdem wurden die Kinder hinsichtlich des Tragekomforts, sowie deren Eltern bezüglich des Gangbildes beziehungsweise der Änderung des Beschwerdemusters befragt.

Nach zwölf Monaten zeigte sich bei 560 Kindern eine deutlich Befundbesserung. Rotationsfehlgangbilder hatten sich in 84 Prozent der Fälle gebessert oder wurden ganz behoben. Der pes adductus (ohne Antivarusschuhe oder 3-Backen-Einlagen mit medialem Schnabel) wurde verbessert oder komplett behoben. Kinder mit funktionellem Spitzfußgang zeigten in 90 Prozent der Fälle Verbesserungen, bei 50 Prozent wurde das Problem gänzlich behoben. Haltungsinsuffizienzen, sensomotorische Dysfunktionen, Haltungsschwächen sowie Koordinations- und Wahrnehmungsstörungen gingen, laut subjektiver Einschätzung der Eltern, ebenfalls zurück.

Ergebnisse bei postoperativer frühfunktioneller Nachbehandlung

Speziell die Wirkung sensomotorischer Einlagen auf den postoperativen Status als Teil der frühfunktionellen Nachbehandlung dokumentierte Bernius (2004). 300 Kinder mit ICP wurden sechs bis acht Wochen postoperativ mit sensomotorischen Einlagen versorgt.

Bei einer Langzeitkontrolle nach sechs Monaten bei 200 Kindern zeigten über 50 Prozent eine bessere muskuläre Stabilisierung auch im Barfußstand. Weiterhin wurde der Behandlungsverlauf von 40 Kindern nach Klumpfuß-OP dokumentiert. Die passive Beweglichkeit im Verlauf über mindestens sechs Monate hat sich dabei im Vergleich zur herkömmlichen Versorgung mit 3-Backen-Einlagen signifikant verbessert. Auch das klinische Abrollbild wurde von Eltern und Thera-

peuten subjektiv als verbessert beurteilt.

Schmerzfragebögen

Afferenzstimulierende Einlagen sollen in der Lage sein, Schmerzzustände zu beheben, beziehungsweise zu lindern. Ein Forschungsansatz besteht daher darin, mittels möglichst validierter Schmerzfragebögen den Verlauf und die Veränderung des Schmerzzustandes während einer Einlagenversorgung zu dokumentieren. Dieser Ansatz lässt jedoch keine Aussagen darüber zu, wo und warum die Einlagen wirken.

Schmerzreduzierung bei Gonarthrose-Patienten

Pernarella et. al. (2005) untersuchten die schmerzreduzierende Wirkung neurologischer Einlagen nach Bourdiol bei zwölf Patienten (9 weiblich) mit Gonarthrose (10 Varus, 2 Valgus) im Durchschnittsalter von 71 Jahren. Schmerzgrad, Kniesteifigkeit sowie die körperliche Funktion der Patienten wurden anhand des WOMAC-Scores ermittelt. Die Patienten füllten den validierten Fragebogen selbst aus. Anschließend wurde das Probandenkollektiv randomisiert der Einlagenbeziehungsweise der Kontrollgruppe zugeordnet. Die Einlagengruppe erhielt neurologische Einlagen nach Bourdiol (Höhe < 3 mm), die Kontrollgruppe Placeboeinlagen. Nach vierwöchiger Interventionsdauer wurde für die Probanden erneut der WOMAC-Score erhoben. Dabei zeigte sich, dass sich alle drei erhobenen Parameter der Einlagengruppe sichtlich verbesserten. Die Werte der Kontrollgruppe hingegen verschlechterten sich; jedoch nicht auf einem signifikanten Niveau.

Auch wenn die Ergebnisse der Studie vielversprechend sind, darf nicht außer Acht gelassen werden, dass es sich um ein sehr kleines Personenkollektiv handelt. Geplant ist eine Folgestudie in europäischer Kooperation mit größerer Probandenzahl. Der Versuch, die anhand des WOMAC-Scores ermittelten Verbesserungen mit einer Veränderung etwa des muskulären oder skelettalen Status in Verbindung zu setzen, wurde nicht unternommen.

Erste Ergebnisse aus Breukhoven-Studie

Auch Jahn (siehe Beitrag ab Seite 38) beschäftigt sich mit dem Zusammenhang zwischen dem Einsatz neurologi-

scher Einlagen (nach Breukhoven) und der Entwicklung des Schmerzempfindens der Probanden. Die Auswertung der Daten von 20 der derzeit 43 Studienteilnehmer (alle mit Erkrankungen der Wirbelsäule) deutet darauf hin, dass sich eine durch die Einlagenmodule erzeugte Störung des Gleichgewichtsstatus der Patienten auf ihr Schmerzempfinden auswirkt. Jedoch wurde das Schmerzempfinden in fast gleich vielen Fällen gesteigert, wie herabgesetzt. Ziel müsse es daher sein, die „richtige“ beziehungsweise „falsche“ Platzierung der Einlagenelemente zu verstehen, um die Module in der Folge gezielt einsetzen zu können.

Muskelaktivitätsmessungen

Die postulierte Wirkung afferenzstimulierender Einlagen zielt auf eine Änderung des muskulären Status. Aus diesem Grund erscheint es nahe liegend, die Muskelaktivität und deren etwaige Änderungen aufgrund einer Einlagenversorgung mittels EMG-Messung zu überprüfen.

Muskelaktivierung und Schmerz bei Laufsportlern

Als Mitglied der Arbeitsgruppe um Baur (2006, vgl. Bezugnahme auf diese Studie auf Seite 21) beschäftigte sich Kimmich in ihrer 2006 vorgelegten Dissertation mit der durch Einlagen möglicherweise veränderten Muskelaktivierung, ohne sich auf eine bestimmte Schule afferenzstimulierender Einlagen zu beziehen. Ausgangsfrage der Untersuchung war vielmehr, ob eine Interaktion zwischen einer sich verändernden Schmerzsymptomatik und Muskelaktivierungen bei Läufern mit klassischen Laufbeschwerden, die mit Einlagen versorgt wurden, nachzuweisen ist.

In die prospektive Studie wurden 76 männliche Läufer im Alter zwischen 18 und 59 Jahren einbezogen. 25 Probanden ohne Beschwerden wurden der Kontrollgruppe zugeordnet, die restlichen Probanden wiesen klassische laufspezifische Beschwerden auf und wurden auf eine Einlagen- und eine Kontrollgruppe verteilt. Nach Dropout

konnten für die Einlagengruppe 14 Datensätze und für die Kontrollgruppe mit Beschwerden 19 Datensätze ausgewertet werden. Insgesamt wurden also die Daten von 58 Probanden betrachtet.

Die qualitative und quantitative Schmerzerhebung der Probanden wurde anhand der validierten Befragungsinstrumente „Pain Disability Index“ (PDI) und Schmerzempfindungsskala (SES) erhoben. Die Aktivität der Mm. Peroneus longus et tibialis anterior wurde mittels EMG-Messung erhoben.

Der Aufbau der Einlagen war für alle Probanden der Einlagengruppe identisch und zeichnete sich durch drei Funktionselemente aus: eine Rück- und Mittelfußschale, einen Detorsionskeil unter dem lateralen Vorfuß sowie – als wirksamstes Element zur Veränderung des muskulären Outputs – eine funktionelle Längsgewölbestütze in Abrollrichtung.

Die Auswertung der Schmerzfragebögen ergab eine deutliche Schmerzreduktion der Einlagengruppe, die bis

zu 50 Prozent reichte. Diese positive Entwicklung ließ sich jedoch nur mäßig mit Veränderungen der Muskelaktivität in Verbindung bringen. Zu verzeichnen war lediglich eine Zunahme der Co-Kontraktionszeit der Mm. Peroneus longus et tibialis anterior. Zu beobachten war dies auf beiden Beinseiten, jedoch stärker ausgeprägt auf der gesunden Seite. Die Interpretation der Autorin zielt in die Richtung, dass es durch das verlängerte Zusammenspiel der Muskeln über einen längeren Zeitraum zu einer erhöhten Stiffness und dadurch zu einer vermehrten Stabilität im Sprunggelenk kommt.

Bemerkenswert ist weiterhin, dass die EMG-Messung nach achtwöchiger Einlagenintervention in Schuhen ohne Einlagen stattgefunden hat. Dass trotzdem eine Änderung der Muskelaktivität aufgezeichnet wurde, könnte darauf hindeuten, dass Adaptionsprozesse der Muskeln, hervorgerufen durch die Einlagen, stattgefunden haben. Unklar ist, ob die beobachteten Effekte über einen längeren Zeitraum anhalten, auch wenn die Einlage nicht mehr getragen wird.

Einzelfallstudie zur Muskelaktivierung

Eine Überprüfung der Änderung der muskulären Aktivität durch sensomotorisch wirkende Einlegesohlen mittels EMG-Messung nahmen Fuhr und Ludwig (2004) an sechs Sportlern mit unterschiedlichen Beschwerdebildern vor. Vor Beginn der Untersuchung erfolgte eine kinematische Analyse des Bewegungsverhaltens und der Schrittabwicklung eines jeden Probanden. Auf dieser Grundlage wurde die gewünschte Beeinflussung der Muskelaktivität festgelegt. Die sensomotorisch wirksamen Einlagenelemente wurden entsprechend konzipiert und individuell auf die Bedürfnisse der Patienten abgestimmt. Die Afferenzförderung und Stimulation der Tibialisgruppe sollte durch eine mediale Rückfußabstützung und die Stimulation der Peroneusgruppe und des M. adductor hallucis caput obliquum durch die laterale Rückfußabstützung bewirkt werden.

Zur Messung einer eventuellen Änderung der Muskelaktivität wurden die Mm. tibialis anterior, peroneus longus, gastrocnemius caput laterale und mediale elektromyographisch abgeleitet.

Die Probanden waren mit ihren eigenen, vorab auf ihre Eignung geprüf-

ten, Laufschuhen ausgestattet und absolvierten sechs Teilversuche auf dem Laufband: Gehen (3,0 km/h) sowie Laufen (6,5 km/h) ohne Einlagen, mit Sporteinlagen und mit sensomotorischen Einlagen. Die Tests mit Sporteinlagen absolvierten vier Probanden, die diesen Einlagentyp bereits vorher getragen hatten.

Bei der Auswertung der EMG-Daten zeigte sich, dass eine positive Beeinflussung der muskulären Aktivität im Sinne der beabsichtigten Muskelaktivierung zumindest tendenziell in allen Fällen gefunden werden konnte. Da die Studie mit ihrer kleinen Probandenzahl als Einzelfallstudie angelegt war, wurde keine statistische Mittlung vorgenommen, in der die Einzeleffekte herausgerechnet worden wären.

Bei einigen Probanden waren die EMG-Veränderungen signifikant und bereits nach einigen Schritten messbar. Auch die konventionellen Sporteinlagen zeigten mitunter Änderungen der Muskelaktivität, jedoch waren diese im Gegensatz zu den „geplanten Effekten“ der sensomotorischen Einlagen nicht vorhersagbar gewesen.

Die Effekte verschwanden, wenn die Einlagen nicht getragen wurden und waren reproduzierbar, wenn die Einlagen erneut gewechselt wurden. Nach achtwöchiger Tragzeit der sensomotorischen Einlagen zeigte die ärztliche Kontrolle der Probanden eine Besserung aller Beschwerdebilder. Eine erneute EMG-Messung fand jedoch nicht statt, so dass keine Aussagen über Langzeiteffekte der Einlagenwirkung getroffen werden können.

Bewegungsanalyse

Es bietet sich an, EMG-Messungen mit einer instrumentellen Ganganalyse zu kombinieren um eventuell veränderte Bewegungsmuster mit möglichen Muskelaktivitätsänderungen in Verbindung setzen zu können.

Einfluss unterschiedlicher Oberflächenstrukturen

Die rein sensorische Wirkweise von Einlagen unter Ausschluss jeglicher mechanischer Komponenten versuchten Nurse et. al. (2005) nachzuweisen. Sie untersuchten kein bestimmtes afferenzstimulierendes Einlagenkonzept, sondern veränderten lediglich die Oberflächenstruktur einer Standard-einlage. Mittels EMG- sowie Bodenreaktionskraftmessungen und Bewe-

gungsanalyse sollte überprüft werden, ob Änderungen des Bewegungsverhaltens sowie der Muskelaktivität aufgrund des veränderten Einflusses auf die plantare Oberflächensensibilität zu beobachten sind.

15 gesunde Probanden (3 weiblich) im Durchschnittsalter von 24,7 Jahren testeten dazu zwei unterschiedliche Einlagen. Bei der ersten Einlage handelt es sich um eine flache Standard-einlage mit glatter Oberfläche. Die zweite Einlage besaß die gleiche Form, jedoch eine durch Noppen strukturierte Oberfläche. Die drei Millimeter starken Einlagen wurden ohne Schuhe getragen, sondern mit Hilfe von Hautkleber, Nylonstrumpf und Elastiktape so am Fuß befestigt, dass ein Verrutschen ausgeschlossen werden und sich die Probanden natürlich und unbehindert bewegen konnten.

Die EMG-Analyse für die Einlage mit strukturierter Oberfläche zeigte eine signifikant verringerte Muskelaktivität der Mm. soleus und tibialis anterior während der Standphase. Die veränderte Muskelaktivität ging einher mit einer signifikanten Vergrößerung der Plantarflexion des Fußes bei Fersenauftritt. Andere kinematische und kinetische Parameter wurden nicht oder nur unwesentlich beeinflusst.

Die Autoren sehen in ihrer Studie deutliche Hinweise darauf, dass die Muskelaktivität über veränderte oberflächensensorische Inputs manipuliert werden kann. Keine Aussagen können jedoch dazu getroffen werden, ob sich Konsequenzen oder ein (therapeutischer) Nutzen aus der herabgesetzten Muskelaktivität ableiten lassen.

Verändertes Gangbild spastisch gelähmter Kinder

Brinckmann (2005) untersuchte im Rahmen einer Diplomarbeit den Einfluss sensomotorischer Einlagen nach Jahrling auf das Gangbild dreier spastisch gelähmter Patienten im Alter zwischen 8 und 17 Jahren. Mittels instrumenteller Ganganalyse wurden die Patienten zu Beginn der Einlagenversorgung und nach vierwöchiger Tragdauer untersucht. Zusätzlich wurden elektromyographische Daten der Mm. tibialis anterior, gastrocnemius et vastus tibialis erhoben.

Zwei Patienten litten an einer spastischen Di-, der dritte an einer Hemiparese. Alle Patienten waren selbstständig steh- und gehfähig. Es wurden

vier Messungen der betroffenen, beziehungsweise stärker betroffenen Seite durchgeführt: vor der Einlagenversorgung in Schuhen ohne Einlagen, direkt danach eine zweite Messung in Schuhen mit den neuen Einlagen sowie zwei Messungen vier Wochen später in Schuhen mit und ohne Einlagen.

Nach vierwöchiger Tragedauer der Einlagen hatte sich das Gangbild aller Patienten verbessert und sich physiologischen Normaldaten angenähert. Die Messungen mit und ohne Einlagen nach vierwöchiger Tragedauer wiesen lediglich geringe Unterschiede auf, was der These Vorschub leistet, dass durch die Einlagenversorgung Adaptionsprozesse stattfinden.

Die beobachtete funktionelle Verbesserung des Gangbildes ließ sich durch die elektromyographischen Daten jedoch nicht begründen. Ein systematischer neuromuskulärer Einfluss der Einlagen auf das Innervationsverhalten der Muskeln konnte nicht nachgewiesen, eine phasenspezifischere oder verbesserte Aktivierung der Muskeln nicht belegt werden.

Kaum Effekte trotz zusätzlichem Sensomotorischem Training

Best (2002) berichtet über eine Studie durch die Arbeitsgruppe Orthopädische Biomechanik der Universität Freiburg zusammen mit dem Sportmedizinischen Institut Frankfurt am Main zum Einfluss sensomotorischer Einlagen nach Jahrling auf die neuromuskuläre Kontrolle der unteren Extremitäten. 24 Probanden im Alter zwischen 50 und 72 Jahren nahmen an der Untersuchung teil. Je sechs Männer und Frauen wurden der Kontrollgruppe zugeordnet. In der Einlagengruppe standen nach Dropout die Daten von neun Teilnehmern (4 weiblich) zur Verfügung. Alle Probanden unterzogen sich während des Untersuchungszeitraumes von vier Wochen (von der Anpassung der Einlagen bis zur erneuten Messung) einem sensomotorischen Training, das zur Verstärkung eventuell auftretender kleinerer Effekte der Einlagenversorgung gedacht war. Gemessen wurden Kraftwerte sowie der muskuläre Status der knieumgreifenden Muskulatur mittels EMG-Messung.

Signifikante Effekte, die eventuell auf die Einlagenversorgung zurückgeführt werden können, zeigten sich jedoch einzig bei der muskulären Ge-

lenkkontrolle. Keine Effekte wurden beobachtet bei der reflektorisch-neuromuskulären Kontrolle des Sprung- und Kniegelenks, sowie bei der Kraftfähigkeit der kniegelenkumgreifenden Muskeln.

Die Studie kann demnach die Wirksamkeit der sensomotorischen Einlagen nicht nachweisen, doch eine Reihe von Begleitumständen wurden als Einflussfaktoren für diese Ergebnisse diskutiert. Dies sind vor allem das hohe Alter der Probanden (im Alter nimmt sensorische Adaptivität ab) und beträchtliche Unterschiede einiger Parameter zwischen Kontroll- und Einlagengruppe, die bereits bei den Eingangsmessungen auffielen sowie der hohe Dropout in der Einlagengruppe (Ausfallquote von 25 %).

GAITRite-Messung bei ICP-Kindern

Ein weiteres Verfahren zur Überprüfung der Wirksamkeit afferenzstimulierender Einlagen stellten Poppenburg et. al. (2006 sowie Hafkemeyer et. al. 2003) vor: Mittels des drucksensitiven GAITRite-Systems zur Dokumentation und Überprüfung der Raum-Zeit-Parameter wurde die Veränderung des Gangbildes bei 18 Kindern und Jugendlichen mit ICP im Alter von 3 bis 18 Jahren untersucht.

Die Probanden wiesen eine spastische Di- ($n = 13$) oder Hemiparese ($n = 1$) sowie einen funktionellen pes equinus ($n = 4$) auf, waren jedoch alle selbstständig frei geh- und stehfähig. Es erfolgten Messungen barfuß, mit Schuhen ohne Einlagen und in Schuhen mit Einlagen. Für die Kontrollgruppe dienten GAIT-Rite-Messungen 32 gesunder Kinder im Alter zwischen 3 und 15 Jahren, gemessen barfuß und in Schuhen ohne Einlagen.

Die Funktionselemente der Einlagen waren mediale und laterale Erhöhungen im Fersenbereich, eine laterale, leicht pronierende Mittelfußpelotte, ein Zehensteg und Tieferlegung des 1. Stahls sowie die Einbettung der Metatarsaleköpfchen.

Das Barfuß-Gangbild verbesserte sich bereits durch das Tragen von Schuhen. Die Stand- und Doppelstandphase nahmen zu und die Einzelstandphase ab. Die Veränderungen zeigten sich auch bei der Kontrollgruppe, so dass davon ausgegangen werden muss, dass sie normal sind. Die beobachteten Effekte konnten bei der Patienten- gruppe durch das Tragen von Einlagen

zum Teil verstärkt werden. Die Fersenkontaktzeit verlängerte sich, die plantare Belastungsfläche nahm zu und die zeitliche Differenzierung zwischen Zehen- und Fersenkontakt verbesserte sich in der Patientengruppe ebenfalls. Im Mittel signifikante Werte ergaben sich beim Vergleich Schuhe ohne Einlage versus Schuhe mit Einlagen jedoch nur bei der Fersen-Vorfuß-Zeit und nicht bei der Fersenkontaktdauer.

Die positiven Effekte zeigten sich bei einer Vielzahl der Probanden, bei drei Patienten hatten die Einlagen jedoch gegenteilige Wirkungen (Zunahme des rechts-links-Unterschiedes der zeitlichen Parameter und Abnahme der Fersenkontaktzeiten) und einige Kinder zeigten überhaupt keine deutlichen Änderungen. Insgesamt ließ sich eine Wirkung der Einlagen bei den gut gefähigen Patienten nachweisen; bei den stärker betroffenen Kindern zeigten sich die Effekte nur zum Teil und nur bei bestimmten Parametern.

Rasterstereographie

Nehmen afferenzstimulierende Einlagen Einfluss auf die Körperhaltung und die Gesamtstatik, so müssten sich diese Effekte in einer veränderten Haltung niederschlagen. Diese mittels rasterstereographischer Rückenvermessung nachzuweisen, stellt einen weiteren Forschungsansatz dar.

Haltungsänderungen einzelnen Einlagenelementen zugeordnet

Natrup et. al. (2004) untersuchten die Effekte der neurologischen Einlagenversorgung nach Bourdiol auf die Statik des Oberkörpers und unterschieden in ihrer Untersuchung explizit, welchen Einlagenelementen welche Effekte zuzuschreiben sind. 20 erwachsene Probanden wurden zu diesem Zweck mit einem Rückenscanner vermessen und daraufhin in drei Gruppen eingeteilt. Gruppe 1 ($n = 6$) wies eine Wirbelsäule in Neutralstellung auf und wurde deshalb nicht für weitere Messungen herangezogen. Die Gruppe 2 ($n = 11$) hatte eine Linksneigung und Gruppe 3 ($n = 3$) eine Rechtsneigung der Wirbelsäule.

Die Probanden der Gruppen 2 und 3 durchliefen neben einer Neutralmessung (Einlage ohne Pelottierung) 12 weitere Messungen unter verschiedenen Einlagenbedingungen. Unterschieden wurden zwei Einlagenstärken (2 mm und 3 mm) sowie sechs ver-

schiedene Einlagenelemente (retro-gesamt; retro-medial; retro-lateral; calcaneal-medial; calcaneal-lateral; Silviuspunkt), wobei pro Einlagenbedingung nur jeweils eines dieser Elemente verändert wurde.

Anhand von sechs Referenzpunkten wurden Lage und Stellung der Wirbelsäule sowie von Schultergürtel und Beckenkamm ermittelt, die Mittelwerte der Probanden berechnet und mit den Neutralbedingungen verglichen. Bei allen Parametern zeigten die Einlagenelemente Wirkungen, zum Teil waren diese signifikant. Unterschiedlich fielen die Ergebnisse hinsichtlich der Einlagenhöhe sowie der Elemente, welche jeweils wirksam waren, aus. Die 3-Millimeter-Einlagen zeigten die größten Effekte auf die Wirbelsäule (Aufrichtung in der Sagittalebene um 1° bis 3°); wirksam waren vor allen Dingen die medialen Einlagenelemente. Auf Schultergürtel und Beckenkamm wirkten hingegen besonders die Retro-Elemente (Schulter: retro-lateral und calcaneal-medial; Becken: retro-medial und calcaneal-medial). Der Schultergürtel wurde stärker von den 2-mm-Einlagen beeinflusst, wohingegen die Materialstärke bei der Auswirkung auf den Beckenkamm unerheblich war.

Neben den positiven Auswirkungen auf die Körperstatik zeigte die Untersuchung auch, dass nicht alle Probanden in gleicher Weise auf die Einlagen reagierten. In Einzelfällen kam es außerdem zu zwar signifikanten Effekten, die jedoch eine entgegengesetzte, das heißt nicht erwünschte, Wirkung erzielten.

Voruntersuchung zum Einfluss auf die Rumpfhaltung

An der Universität Münster wurde der Einfluss neurologischer Einlagen nach Bourdiol auf die Rumpfhaltung untersucht. Die Veröffentlichung der Studienergebnisse steht noch aus (Müller-Gliemann et. al. 2006), jedoch gibt eine Vorstudie zur Überprüfung der Messmethodik Hinweise auf das Messverfahren und die Prüfparameter (Müller-Gliemann et. al. 2003). Der Einfluss unterschiedlicher Einlagen-situationen auf die Haltung des Rumpfes wurde mittels Rasterstereographie untersucht. Aufgrund der Voruntersuchung wurde der Messparameter Kyphosewinkel mit einer Schwankung von $2,63^\circ$ definiert. Das bedeutet, dass Effekte bei der Untersuchung von

neurologisch wirkenden Einlagen an Probanden mit bestehenden Rückenbeschwerden größer sein müssen als dieser Wert, um eine Haltungsänderung feststellen zu können.

Ausblick

Die derzeit vorliegenden Studien haben die Wirksamkeit und die Wirkmechanismen afferenzstimulierender Einlagenkonzepte nicht abschließend erklären oder beweisen können. Doch haben sie mit Sicherheit dazu beigetragen, die Aufmerksamkeit für die afferenzstimulierenden Aspekte einer Einlagenversorgung zu schärfen und sie als wichtiges Kriterium neben der „mechanischen“ Wirkweise von Einlagen zu verankern.

Die vorgestellten Studien machen zweierlei deutlich. Erstens, dass das sensomotorische System in seiner Komplexität schwierig zu erfassen und Wirk- und Regelmechanismen nur bedingt isoliert zu messen und zu bewerten sind. Oft ist es ungenügend und unbefriedigend, Rückschlüsse von oberflächlich gemessenen Daten auf im Körper liegende Strukturen zu ziehen. Jedoch – das zeigen fast alle der vorliegenden Studien – ist es nicht zuletzt die individuell unterschiedliche Reaktion des Menschen auf die Einlagenversorgung, die dem Verständnis eines allgemeinen Wirkmechanismus afferenzstimulierender Einlagen entgegensteht. Was beim einen wirkt, muss beim anderen noch lange keine Reaktion hervorrufen oder kann sogar ins Gegenteil umschlagen.

Trotzdem – und das belegt die Übersicht über die Studien auch – sind die Bemühungen um einen wissenschaftlichen Nachweis der afferenzstimulierenden Einlagenkonzepte in den letzten Jahren gewachsen und die Untersuchungen insgesamt differenzierter geworden. Derzeit laufen an verschiedenen Instituten Studien zur afferenzstimulierenden Einlagenversorgung, weitere Forschungsprojekte befinden sich in Planung. Es darf also in naher Zukunft mit weiteren, wissenschaftlich aufschlussreichen Erkenntnissen gerechnet werden. ■

Literatur

1. Baur, H. (2006): Einlagenversorgung im Sport. Effektivität und Wirksamkeit funktionell-dynamischer Schuheinlagen. Geislingen (Steige): Maurer
2. Bernius, P. (2004): Die postoperative Versorgung mit afferenzstimulierenden Einlagen bei ICP und angeborenem Klumpfuß. Orthopädieschuhtechnik Sonderheft Einlagen 66 – 68
3. Best, W. (2002): Studie: Propriozeptive Einlagen. Orthopädieschuhtechnik 6: 31 – 32
4. Brinkmann, F. (2005): Ganganalytische Untersuchungen zur therapeutischen Effizienz der sensomotorischen Einlagen nach Jahrling bei zentralnervösen Erkrankungen. Fachhochschule Gießen Friedberg (Diplomarbeit)
5. Brüggemann, G.-P. (2004): Einlagenversorgung im Sport: Wissenschaftliche Evidenz und Wirkungsmechanismen von Einlagen. Orthopädieschuhtechnik Sonderheft Einlagen 28 – 35
6. Döderlein, L.; Metaxiotis, D.; Siebel, A. (2000): Zur Wirksamkeit sogenannter neuroreflektorischer Einlagen und Fußorthesen. Orthopädieschuhtechnik Sonderheft Propriozeption 42 – 46
7. Eltze, J. (2005): Afferenz stimulierende Einlagen. Orthopädieschuhtechnik 4: 14/15
8. Hafkemeyer, U.; Poppeborg, D.; Müller-Gliemann, C.; Drerup, B.; Möller, M.; Wetz, H. H. (2003): Afferenzverstärkende (propriozeptive) Einlagen zur Behandlung des funktionellen Spitzfußes bei Kindern mit infantiler Cerebralparese (ICP). Medizinisch-Orthopädische Technik 4: 18 – 23
9. Herberger, U.; Woltring, S. (2004): Sensomotorische Fußbettungen in der Kinderversorgung. Orthopädieschuhtechnik 12: 19 – 21
10. Kimmich, N. (2006): Die Bedeutung sensomotorischer Effekte in der Einlagenversorgung bei Läufern – Eine Analyse zur Aktivität der sprunggelenksstabilisierenden Muskulatur und der Beschwerdesymptomatik bei Läufern mit laufspezifischen Beschwerden. Albert-Ludwigs-Universität Freiburg i.Br. (Dissertation)
11. Kornbrust, A. (2001): Zehengang bei Kindern – Häufigkeit, Ursachen und Behandlung mit propriozeptiven Einlagen. Justus-Liebig-Universität Gießen (Dissertation)
12. Ludwig, O.; Fuhr, N. (2004): Änderung der muskulären Aktivität durch propriozeptiv wirkende Einlegesohlen. Orthopädieschuhtechnik 12: 13 – 18
13. Mandel, T.; Jahrling, L. (2001): Sensomotorische Einlagen für Kinder. Orthopädieschuhtechnik 7/8: 26 – 28
14. Milani, T. L.; Kimmeskamp, S.; Prätorius, B. (2003): Die Bedeutung des sensitiven Fußes für die Gleichgewichtskontrolle. Medizinisch-Orthopädische Technik 4: 7 – 17
15. Müller-Gliemann, C.; Drerup, B.; Hafkemeyer, U.; Wetz, H. H. (2003): Einlagen, Propriozeption und Körperstatik – eine Vorstudie zur Überprüfung der Messmethodik. Medizinisch-Orthopädische Technik 4: 39 – 45
16. Müller-Gliemann, C.; Drerup, B.; Wetz, H. H. (nicht vor Oktober 2006): Der Einfluss neurologischer Einlagen nach Bourdiol auf die Rumpfhaltung. Zur Veröffentlichung eingereicht bei der Zeitschrift: Der Orthopäde
17. Natrup, J.; Fischer, F.; Ohlendorf, D. (2004): Auswirkungen neurologischer Einlagen auf die Körperstatik. Orthopädieschuhtechnik Sonderheft Einlagen 56 – 63
18. Nurse, M. A.; Hulliger, M.; Wakeling, J. M.; Nigg, B. M.; Stefanyshyn, D. J. (2005): Changing the texture of footwear can alter gait patterns. Journal of Electromyography and Kinesiology 15 (5): 496 – 506
19. Pernarella et. al. (2005): L'uso delle solette propriocettive riduce il dolore in pazienti con gonartrosi. Cahiers de Biothérapie, SMB Italia (6)
20. Poppenborg, D.; Hafkemeyer, U.; Drerup, B. (2006): Einfluss von afferenzverstärkenden Einlagen auf ausgewählte Gangparameter bei infantiler Zerebralparese. Medizinisch-Orthopädische Technik 3: 29 – 34

Änderung der muskulären Aktivität durch propriozeptiv wirkende Einlegesohlen

Oliver Ludwig, Norbert Fuhr: *In der vorliegenden Studie sollte im Rahmen von Einzelfallanalysen die Änderung der muskulären Aktivität von sporttreibenden Probanden durch das Tragen propriozeptiv wirkender Einlagen untersucht werden. Auf diese Weise sollte ein Wirksamkeitsnachweis des sensomotorischen Einlagenkonzepts erbracht werden. Die Einlagen wurden von OSM Stefan Woltring unter Verwendung von Rohlingen der Firma Springer, Berlin angefertigt und nach kinematischer Analyse nachkorrigiert.*

Eine Änderung der Bewegung setzt eine geänderte muskuläre Aktivität voraus. Soll also die Kinematik des Abrollverhaltens verändert werden, so ist zunächst einmal eine genaue Betrachtung der Funktion der am Fuß ansetzenden Muskelgruppen notwendig.

Grundlagen der muskulären Aktivität in den Fußgelenken

Oberes Sprunggelenk

Für die Dorsalflexion sind zuständig die Mm. tibialis anterior, extensor digitorum longus und extensor hallucis longus. Die Dorsalflexoren beginnen ihre Aktivität in der Vorschwungphase (Pre-Swing), um durch Anbeugen des Fußes den Fuß-Boden-Abstand (die sogenannte „Clearance“) zu erhöhen. Der Verlauf der muskulären Aktivität zeigt dabei ein phasisches Muster mit einer leichten Aktivitätsabnahme in der mittleren Schwungphase und einer erneuten Zunahme in der terminalen Schwungphase. Hier wird der Fuß positioniert und durch exzentrische Aktivität in der initialen Stützphase ein „Durchschlagen“ des Fußes verhindert („Heel-Rocker“).

In der mittleren Stützphase endet die Aktivität der Dorsalflektoren mit der Übertragung des Körpergewichtes auf den Stützfuß.

Die Plantarflexion des Fußes wird durch insgesamt sieben Muskeln bewirkt, wobei die Mm. gastrocnemius und soleus den Hauptanteil des Drehmomentes erzeugen. M. soleus beginnt seine Aktivität bereits in der Phase der Belastungsantwort („Loading Response“), gefolgt vom M. gastrocnemius. Die stärkste Aktivität er-

reichen beide in der Terminalen Stützphase („Terminal Stance“), wobei sie einen Teil des Vorwärtsschubes erzeugen, der für die Beschleunigung des Schrittes verantwortlich ist.

Unteres Sprunggelenk

(Subtalargelenk)

Das Gelenk erlaubt aufgrund einer schräg gerichteten Achse eine Kippbewegung des Fußes nach medial (Eversion) und lateral (Inversion). Als Inversoren (Supinatoren) wirken vor allem die Mm. tibialis posterior, anterior, flexor digitorum longus, flexor hallucis longus und soleus. Die Aktivität des M. tibialis posterior als stärkstem Inversor beginnt direkt in der Phase der Belastungsantwort und verläuft biphasisch mit einer Aktivitätsspitze am Ende der Phase der Belastungsantwort und in der Mitte der terminalen Stützphase.

Die Funktion von Eversoren (Pronatoren) übernehmen die Mm. gastrocnemius, extensor digitorum longus, peroneus brevis und longus. Letztere beginnen ihre Aktivität mit der Belastung des Vorfußes und beenden diese in der Pre-Swing-Phase.

Bewegungsstabilisation durch Muskelaktivität

Den Inversoren kommt besondere Bedeutung in der Phase des initialen Bodenkontaktes und der Lastaufnahme zu, wenn die Pronationsbewegung im unteren Sprunggelenk durch exzentrische Muskelaktivität abgebremst werden muss. Dies ist vor allem Aufgabe des M. tibialis posterior, aber auch des M. tibialis anterior und des M. soleus. Die Doppelfunktion des M. soleus in der Inversion und in der Plantarflexion macht klar, dass eine isolierte Betrachtung einzelner Muskelgruppen fast nie



1 Dr. Oliver Ludwig
beim Anlegen der
Sensoren für die
EMG-Messung.



2,3,4 Beispiele für die in der Studie eingesetzten Fußbettungen.

sinnvoll ist. In der vorliegenden Studie wurde das Augenmerk auf den „muskulären Steigbügel“ (Tibialis-Gruppe + Peroneus-Gruppe) gelegt.

Beeinflussung der muskulären Aktivität durch sensorische Information

Die verwendeten „sensomotorischen“ Einlagen basierten auf Rohlingen der Firma Springer, Berlin. Diese verfügen über einen dreischichtigen Sandwichaufbau:

- oberste Materialschicht 35 shore zur Führung, Bettung und Stützung;
- mittlere Materialschicht, 25 shore zur Dämpfung und Stoßabsorption;
- unterste Materialschicht, 50 shore zur Bearbeitung der Brandsohlenform und als Trägermaterial;
- darunter ein Stoßabsorber im Fersenbereich (Supersorb, 4 mm, teilweise verklebt).

Den Einlegesohlen kann zunächst eine biomechanische Wirkung auf der Basis der applizierten Elemente zugeordnet werden:

- mediale Rückfußabstützung des Os calcaneus am Sustentaculum tali;
- laterale Rückfußabstützung als mechanisches Widerlager zur Sicherung des Os calcaneus;
- Fersenmulde zur Einbettung des Os calcaneus;
- retrocapitale Abstützung der MFK II-V.

- Zehensteg mit nach distal abflachendem Verlauf zur Streckung der Zehen.

Darüber hinaus werden, entsprechend des postulierten Wirkkonzeptes der sensomotorischen Beeinflussung, folgende propriozeptiven/sensorischen Beeinflussungen erwartet, deren Wirkung in der vorliegenden Studie geprüft werden soll:

- Afferenzförderung und Stimulation der Tibialis-Gruppe durch mediale Rückfußabstützung;
- Afferenzförderung und Stimulation der Peroneus-Gruppe und des M. adductor hallucis caput obliquum durch laterale Rückfußabstützung.

Untersuchungsmethode

Es wurden vier Beinmuskeln elektromyographisch abgeleitet (M. tibialis anterior, M. peroneus longus, M. gastrocnemius caput laterale, M. gastrocnemius caput mediale).

Zunächst wurde der Muskelbauch des abzuleitenden Muskels palpiert, indem der Proband aufgefordert wurde, den Muskel anzuspannen. Die Ableitungspunkte wurden nach DELAGI ET AL. (1989) und ZIPP (1982) festgelegt. Die bei bipolaren Ableitungen notwendigen beiden Elektroden (vorgelierte Ag/AgCl-Elektroden, Fa. Nessler Medizintechnik, Innsbruck) wurden

immer mittig auf dem Muskelbauch platziert. Der Abstand der Elektroden betrug etwa 3 cm (zweifingerbreit), wobei die Elektroden in Richtung des Muskelfaserverlaufes ausgerichtet wurden. Auf der Patella wurde eine zusätzliche Erdelektrode angebracht. Die Zuleitungskabel wurden zum dorsalen Hüftbereich geführt und mit Leukosilkpflaster auf der Haut fixiert. Dabei wurden im Bereich von Hüft- und Kniegelenk Entlastungsschlaufen gebildet, um ein Spannen der Kabel, und damit taktile Beeinflussung des Probanden, zu verhindern.

Im Hüftbereich wurde das Kabelbündel zum 12-Kanal-EMG geführt (Fa. Mörz, Saarbrücken), das vom Versuchsleiter hinter dem auf dem Laufband gehenden Probanden gehalten wurde.

Die Datenaufnahme erfolgte mit einer Abtastrate von 1000 Hz. Die Daten wurden auf einer Flash-Media-Card im Elektromyographiegerät gespeichert und nach Versuchsende auf einen PC übertragen. Die elektromyographische Messung orientierte sich an den standardisierten Vorgaben von DE LUCA (1997a, 1997b).

Die 6 Probanden waren mit eigenen Laufschuhen ausgestattet, deren Eignung (Bewegungskorrektur im Bereich des USG, Rückfußstabilität, korrekte Flexion im Vorfuß, auf das Körpergewicht abgestimmte Dämpfung) vorab geprüft wurde. Vor Versuchsbeginn konnten sich die Probanden 5 Minuten lang an das Gehen auf dem Laufband (Woodway medical) gewöhnen. Bei jedem Probanden wurden in der Regel 6 Teilversuche durchgeführt (Tabelle 1).

Dazu waren vier der sechs Probanden zusätzlich zu den „sensomotorischen“ Einlagen mit „klassischen“ Sporteinlagen in Sandwichbauweise ausgestattet, die bereits getragen wurden.

Geschwindigkeit		Bewegungskorrektur	
Gehen (3,0 km/h)	ohne Einlagen	mit Sporteinlagen	mit sensomotor. Einlagen
	mit Einlagen	mit Sporteinlagen	mit sensomotor. Einlagen
Laufen (6,5 km/h)	ohne Einlagen	mit Sporteinlagen	mit sensomotor. Einlagen
	mit Einlagen	mit Sporteinlagen	mit sensomotor. Einlagen

Tabelle 1: Versuchsaufbau für die 6 Probanden. Bei jedem Probanden wurden in der Regel sechs Teilversuche durchgeführt.

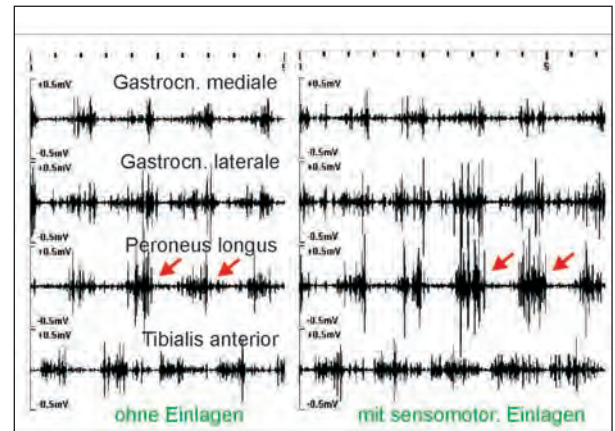
Zwischen den Teilversuchen wurde gewechselt zwischen den zum Schuh gehörenden Fußbettungen, den Sporteinlagen und den „sensomotorischen“ Einlagen. Die Klebeelektroden wurden zwischen den einzelnen Teilversuchen nicht entfernt, um Messartefakte durch Änderungen des Hautwiderstandes oder verschiedene Elektrodenplatzierung zu vermeiden.

Mathematische Verrechnung der Daten

Die registrierten Rohdaten wurden nach folgendem Schema behandelt:

- Filterung der Rohdaten mit einem Hochpassfilter (Eckfrequenz 55 Hz, Filterlänge 31 Messwerte);
- Gleichrichtung der Daten;
- Berechnung von Segmentmittelwerten nach Glättung mit dem Root-Mean-Square-Verfahren (Segmentlänge 50 ms);
- Berechnung des Segmentmittelwertes über die Dauer der Stützphase, gemittelt über 10 Einzelschritte.

5 Roh-EMG von vier oberflächlich abgeleiteten Beinmuskeln eines Probanden. Links: mit Sportschuhen, ohne Einlegesohlen, rechts: mit den selben Sportschuhen und sensomotorischen Einlagen mit lateralem Druckpunkt. Die Amplitude des M. peroneus longus ändert sich deutlich (Pfeile), auch in der Aktivität des lateralen Gastrocnemius-Kopfes sind Zunahmen zu beobachten.



Ergebnisse

Tabelle 2 zeigt im Überblick die Korrekturergebnisse bei den einzelnen Probanden. Eine positive Beeinflussung der muskulären Aktivität im Sinne der geplanten Muskelaktivierung konnte, zumindest tendenziell, in allen Fällen gefunden werden. In einzelnen Fällen war die Änderung des motorischen Programmes sehr deutlich ausgeprägt und erfolgte bereits nach wenigen Schritten.

Bewegungskorrektur durch lateralen Druckpunkt

In den Fällen, in denen eine verstärkte Inversionsstellung des Rückfußes in der Phase des Initial Contact beobachtet wurde (oft in Kombination mit Hohlfußsymptomatik, Achillessehnenwinkel $< 6^\circ$), sollte von Seiten der OST eine verstärkte Aktivierung der Peroneus-Gruppe bewirkt werden. Dies wurde durch verstärkte laterale Ausarbei-

Proband	Pathologie	Therapeutischer Ansatz	Propriozeptiv wirkendes Element	gemessene Änderung der Muskelaktivität		
				Peroneus longus	Tibialis anterior	Gastrocn.
1	Rückfuß in verstärkter Inversion im Initial Contact + Loading Response, Hohlfuß, häufiges Umknicken	Peroneus Gastrocnemius	laterale Info Rückfuß verstärkter Zehensteg		=	
2	Genu varum, Rückfuß in verstärkter Pronationsstellung im Terminal Swing / Pre Contact	Tibialis Peroneus =	mediale Info Rückfuß			caput lat: caput med: =
3	Schienbeinschmerz, verstärkte Abduktion + Pronation in der terminalen Schwungphase	Peroneus Tibialis	mediale Info Rückfuß	Harmonisierung / Wegfall 2. Peak	=	=
4	Hohlfuß	Peroneus Tibialis	laterale Info Rückfuß verstärkter Zehensteg		=	=
5	Starker Knickfuß starker Senkfuß	Tibialis	mediale Info Rückfuß verstärkter Zehensteg	=		=
6	Übersupination	Peroneus Tibialis	laterale Info Rückfuß verstärkter Zehensteg		=	
Legende: signifikant verstärkte Muskelaktivität (p < 0.05) hoch signifikant verstärkte Muskelaktivität (p < 0.01) = nicht signifikant veränderte Muskelaktivität signifikant verminderte Muskelaktivität (p < 0.05) hoch signifikant verminderte Muskelaktivität (p < 0.01)						

Tabelle 2: Korrekturmaßnahmen bei den einzelnen Probanden, therapeutischer Ansatz in der Einlagenversorgung und messbare Änderung der Muskelaktivitäten.

Legende:
5 signifikant verstärkte Muskelaktivität (p < 0.05)
55 hoch signifikant verstärkte Muskelaktivität (p < 0.01)
= nicht signifikant veränderte Muskelaktivität
6 signifikant verminderte Muskelaktivität (p < 0.05)
66 hoch signifikant verminderte Muskelaktivität (p < 0.01)

Proband	ohne Einlage	mit Sporteinlage	mit sens. Einlage
4	0.025 (100%)	0.025 (100%) =	0.027 (108%)
6	0.048 (100%)	--	0.055 (115%)
1	0.040 (100%)	0,083 (206%)	0,102 (252%)

Tabelle 3: Änderung der muskulären Aktivität des M. peroneus longus nach Anbringen einer lateralen Rückfußstütze („laterale Information“) im Einzelfall (Muskelpotenziale nach Filterung, Gleichrichtung und RMS-Mittelung, in Klammern relativierte Werte).

Proband	ohne Einlage	mit Sporteinlage	mit sens. Einlage
5	0.101 (100%)	0.140 (139%)	0.146 (144%)
2	0.069 (100%)	--	0.076 (110%)
3	0.088 (100%)	0.088 (100%) =	0.095 (108%)

Tabelle 4: Änderung der muskulären Aktivität des M. tibialis anterior nach Anbringen einer medialen Stütze („mediale Information“) im Einzelfall (Muskelpotenziale nach Filterung, Gleichrichtung und RMS-Mittelung, in Klammern relativierte Werte).

tung der Einlegesohle („laterale Information“) versucht.

Abb. 5 zeigt exemplarisch die Änderung des Roh-EMGs eines Probanden mit und ohne sensomotorische Einlegesohle. Die Zunahme der Muskelaktivität des M. peroneus longus ist deutlich und reproduzierbar. Teilweise ist auch eine Zunahme der Aktivität des Caput laterale des M. gastrocnemius zu sehen. Zwischen beiden EMG-Registrierungen lagen nur wenige Minuten. Der Effekt war reproduzierbar, wenn die Einlagen erneut gewechselt wurden.

In einem Einzelfall wurde die Aktivität des M. peroneus longus mit dem Tragen der sensomotorischen Einlagen auf bemerkenswerte Weise verändert. Die Probandin klagt über Beschwerden im Bereich der Schienbeinkante; das EMG zeigte eine atypische biphasische Aktivität des M. peroneus longus, der in der Schwungphase ein zusätzliches evertierendes Hebelmoment erzeugte, welches in einer verstärkten Abduktion und Pronation des (Vor-)Fußes kurz vor dem Bodenkontakt resultierte. Dieses Aktivierungsmuster wurde auch beim Tragen von Sporteinlagen beibehalten. Mit sensomotorischen Einlagen verschwand der zweite Aktivierungspeak fast vollständig (Abb. 6).

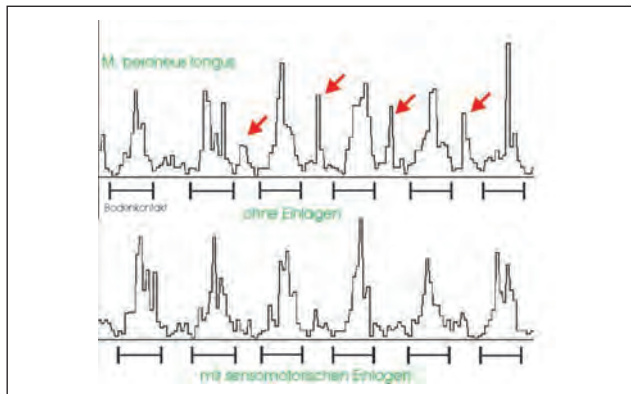
In einem Fall wurde auch durch die getragene Sporteinlage der Effekt der verstärkten Peroneus-Aktivierung gefunden (vgl. Tabelle 2), jedoch schwächer ausgeprägt als bei den propriozeptiv wirkenden Einlagen.

Bewegungskorrektur durch medialen Druckpunkt

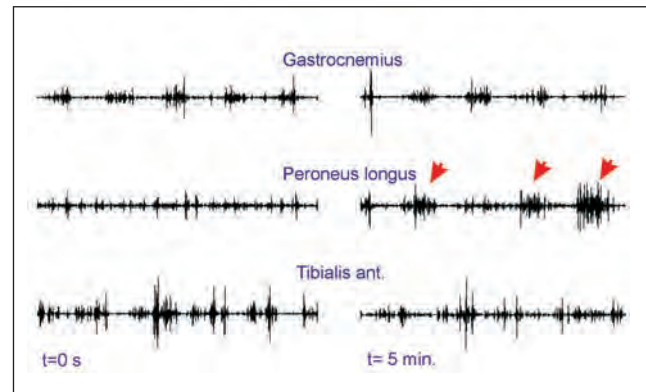
In den Fällen, in denen eine zu starke Pronation (Eversionsstellung) des Rückfußes zu beobachten war (Achillessehnenwinkel > 14°), wurde in der Einlage ein verstärkter medialer Druckpunkt („mediale Information“) angebracht. Tabelle 4 zeigt die Änderung der muskulären Aktivität des M. tibialis anterior als Inversor. Eine Zunahme der Aktivität durch die sensomotorischen Einlagen konnte beobachtet werden. In einem Fall wurde dieser Effekt auch beim Tragen der klassischen Sporteinlage gefunden, jedoch etwas schwächer ausgeprägt.

Anpassungserscheinungen der muskulären Aktivität im Zeitverlauf

Die messbaren Effekte der Änderung des muskulären Aktivierungsmusters



6 Gemitteltes und gleichgerichtetes Aktivierungsmuster des M. peroneus longus beim Laufen (7,0 km/h) bei einer Probandin mit Schienbeinschmerz. Oben: Sportschuhe ohne Einlagen. Es fällt ein atypischer zweiter Aktivierungspeak in der mittleren und terminalen Schwungphase auf (Pfeile). Unten: EMG unter den selben Bedingungen, jedoch mit sensomotorischen Einlagen. Die waagerechten Balken markieren die Stützphase.



7 Anpassung der muskulären Aktivität nach Einlegen einer sensomotorischen Einlage mit verstärkter lateraler Reizgebung. Linke Teilgrafik: Muskelaktivität (Roh-EMG) unmittelbar nach Einlegen der Einlage. Rechte Teilgrafik: Muskelaktivität nach 5 Minuten Gehen. Vor allem in der Aktivierung des M. peroneus longus (mittlere Zeile) sind Änderungen sichtbar.

konnten bereits nach wenigen Minuten des Tragens der sensomotorischen Einlagen beobachtet werden. Abb. 7 zeigt die Roh-EMG-Auftragung eines Probanden direkt nach Einlegen der sensomotorischen Einlagen ($t=0$ s) und nach 5 Minuten Eingewöhnungszeit zu beobachten.

($t=5$ min). Im konkreten Fall sollte durch laterale Rückfußreizgebung der M. peroneus in seiner Aktivität verstärkt und der Antagonist (Tibialis anterior) etwas abgesenkt werden. Dieser Effekt war nach 5 Minuten Eingewöhnungszeit zu beobachten.

Diskussion

Methodik

Die vorliegende Studie untersuchte relativ wenige Einzelversorgungen, so dass eine statistische Auswertung nur im intraindividuellen Vergleich möglich war. Da parallel zu den Messungen

eine kinematische Analyse des Bewegungsverhaltens und der Schrittabwicklung erfolgte, konnte vor der Einlagenversorgung eine genaue Konzipierung der gewünschten Veränderungen erfolgen. Durch die ständige Rückkoppelung des durch die Einlage geänderten Bewegungsmusters und der muskulären Aktivität konnte in Einzelfällen die Beschaffenheit der sensomotorischen Einlage noch einmal nachkorrigiert werden.

Dies stellt zweifelsfrei einen besonders glücklichen Fall der Anpassung einer Einlage dar, der so im Handwerk in der täglichen Arbeit nicht gegeben ist. Umso genauer konnten aber auch gewünschte Beeinflussungen der Muskelaktivität herausgearbeitet werden. Dennoch kann durch eine kinematischen Analyse („Laufbandanalyse“) der Handwerker wertvolle Informationen zur Optimierung seiner Versorgung gewinnen.

Der Vorteil einer Studie, die Einzelfälle analysiert, liegt darin, dass individuelle Änderungen sehr genau dokumentiert werden können. Einzelne Effekte, die bei einer Mittelung über viele Probanden im statistischen Schnitt herausgerechnet werden, bleiben erhalten.

Die Erfahrungen haben gezeigt, dass im Fall einer Versorgung mit propriozeptiv wirkenden Einlagen gerade diese Einzelwirkungen sehr genau betrachtet werden müssen, da die Anpassung eines plastischen motorischen Programmes im Einzelfall nicht immer vorhersagbar sein kann.

Anpassungserscheinungen des motorischen Programmes

Die Ansteuerung der Muskulatur durch das Zentralnervensystem erfolgt im Rahmen eines neuromuskulären Programmes. Darunter versteht man die zeitliche Aktivierung der beteiligten Muskeln mit einer definierten Intensität. Dieses Bewegungsprogramm wird von Kindesbeinen an gelernt und ist variabel und plastisch. Variabel bedeutet in diesem Zusammenhang die Anpassungsfähigkeit des muskulären Programmes an aktuelle Gegebenheiten. So ändert sich das muskuläre Zusammenspiel der Beinmuskulatur zum Beispiel beim Tragen von Lasten oder aber beim Ausweichen von Hindernissen. Man versteht darunter also die kurzfristige Änderung des motorischen

Programmes zur Anpassung an kurzzeitig andauernde und plötzlich auftretende Umgebungsbedingungen. Plastizität hingegen ist die Voraussetzung für jeden Lernvorgang. Bezogen auf den Vorgang des Gehens bedeutete dies einen längerfristigen Anpassungsprozess, der das motorische Programm an geänderte Bedingungen adaptiert. Darunter fallen beispielsweise „Schonhaltungen“, also geänderte Bewegungen, die zur Entlastung bestimmter Gelenke oder Muskelgruppen führen sollen.

Zur Anpassung des individuellen aufgabenspezifischen Bewegungsmusters an die aktuellen Anforderungen und zum Aufrechterhalten der Lernfähigkeit sind sensorische Informationen aus Muskulatur, Sehnen und Gelenken notwendig. Nur unter Zuhilfenahme dieses propriozeptiven Informationsflusses kann das Zentralnervensystem das geplante Bewegungsmuster (Soll-Zustand) mit der aktuellen Bewegung (Ist-Zustand) vergleichen und Korrekturen einleiten.

Die Anpassungsfähigkeit an Einlagen, die veränderte propriozeptive Inputsignale produzieren, ist zunächst einmal dem ersten Fall zuzuordnen. Die in den EMG-Versuchen beobachteten Änderungen traten innerhalb von Minuten auf und verschwanden auch in dieser Zeitspanne wieder, wenn die Einlagen gewechselt wurden. Diese Änderung des motorischen Programmes lässt sich auf der Grundlage einer geänderten afferenten Information interpretieren. Dazu zählen im konkreten Fall nicht nur propriozeptive Inputs aus der Muskulatur, den Sehnen und Gelenken, sondern auch insbesondere geänderte Druck-Informationen aus den entsprechenden Sinneszellen in der Fußsohle.

Qualität der Korrektur

Bei den untersuchten Probanden wurde nach acht Wochen im Rahmen einer ärztlichen und therapeutischen Nachuntersuchung die Änderung des Beschwerdebildes kontrolliert. In allen Fällen war eine Verbesserung der Beschwerden und damit der Therapieerfolg festzustellen.

Schlussfolgerung

Zusammenfassend ist festzuhalten, dass die getesteten „sensomotorischen“ Einlagen eine Änderung des

motorischen Aktivierungsmusters induzierten. Diese Änderung war differenziert und reversibel und entsprach den vorhergesagten Effekten der an der Einlage angebrachten Druckpunkte. Dies ist ein wichtiger Punkt, da jede Einlage, gleich welcher Bauart, natürlich stets propriozeptive Reize setzt. Dies ist unter anderem daran zu sehen, dass in Einzelfällen auch die konventionellen Einlagen die muskuläre Aktivität änderten – allerdings nicht vorhersagbar. Nur wenn sich die Muskelaktivierung aber so ändert, wie dies vom Handwerker gewünscht wird, kann daraus ein Versorgungskonzept abgeleitet werden.

In den getesteten Fällen konnte das Wirkprinzip der „sensomotorischen“ Einlagen bestätigt werden.

Natürlich kann und soll ein Orthopädieschuhtechniker nicht die Wirkung seiner Versorgung mittels Elektromyographie überprüfen – dies geht an der Realität vorbei. Andererseits kann eine subtile Änderung der Muskelaktivierung nicht immer mit einer kinematischen Laufanalyse festgestellt werden. Dazu sind die messbaren Winkeländerungen zu gering und die Messmethode zu fehlerbehaftet. Da in der vorliegenden Studie aber im Einzelfall die Wirkung der sensomotorischen Einlagen nachgewiesen werden konnte, kann – mit gesundem Menschenverstand betrachtet – eine Wirkung verallgemeinert werden, wenn eine individuelle Einlage nach dem vorliegenden Konzept gefertigt wird. ■

Anschrift für die Verfasser:

Dr. Oliver Ludwig
AFG – Akademie und Forschungszentrum für Ganzheitsmedizin
IBIO – Privates Institut für Biomechanik
Hauptstraße 110
55743 Idar-Oberstein

Daniela Ohlendorf, Damian Desoi, Dagmar Karrasch-Busse, Andreas Million, Stefan Kopp:

Haben das visuelle und das sensomotorische System einen Einfluss auf die Kiefermuskulatur?

Zusammenfassung

Das visuelle sowie das sensomotorische System des menschlichen Organismus nehmen bewusste, aber auch unbewusste interne und externe Reize wahr und verarbeiten sie im zentralen Nervensystem. Auf diesem Weg können Bewegungsabläufe einwandfrei durchgeführt werden. Diesbezüglich können sich muskulär bedingte Einflüsse des visuellen aber auch des sensomotorischen Systems auf die Kondylenposition und die Bewegungen der Mandibula (Unterkiefer) auswirken. Daher wird die nachfolgende Pilotstudie einerseits die Einflüsse des menschlichen Sehens und andererseits die Auswirkungen systematischer Veränderungen des sensomotorischen Systems auf die Kondylenposition und die Unterkieferbewegungen untersuchen und erforschen.

Diese Studie wurde mit 10 vollbezahnten Erwachsenen mit leichten Beschwerden des Bewegungsapparats durchgeführt. Die Dokumentation der horizonta-

len Kieferrelation wird mittels eines intraoralen, hochauflösenden Stützstiftes aufgezeichnet. Nachdem die Ausgangslage aufgezeichnet wurde, erfolgte eine Messung mit geschlossenen Augen. Anschließend wurde auf Basis eines Anamnesegesprächs und einer palpatorischen Untersuchung bei jedem Patienten entsprechend seiner Fehllage eine individuelle Platzierung der Elemente unter der Fußsohle vorgenommen, um über das sensomotorische System gezielt die Körperstatik zu verbessern. Für die statistische Datenanalyse wurde der nichtparametrische Wilcoxon-matched-pairs-Test verwendet.

Fällt das visuelle System bei der Durchführung der vorgegebenen Bewegungen weg, verändert sich nur die abschließende exzentrische Kondylenposition ($p = 0,05$) signifikant. Durch die Elemente verschiebt sich die anfängliche exzentrische Kondylenposition nach mesial

($p = 0,02$). Die zentrische Kondylenposition ist auf der x-Achse nach links gewandert ($p = 0,02$). Die Bewegungsbahn der Protrusion bewegt sich nach links ($p = 0,03$) und das Bewegungsausmaß der linken Seite der Lateralbewegungen vergrößert sich ($p = 0,03$).

Sowohl das visuelle als auch das sensomotorische System sind in der Lage, Veränderungen bei der Bestimmung der horizontalen Kieferrelation hervorzurufen. Aufgrund der Ergebnisse scheint durch den Einsatz der haltungsverbessernden sensomotorischen Elemente entlang aufsteigender Muskelketten eine schnellere Anpassungsreaktion der Kiefermuskulatur zu erfolgen als durch den Ausschluss des visuellen Systems. Die Platzierung und somit auch die Auswirkungen der Elemente müssen jedoch immer individuell beurteilt werden.

Anschrift für die Verfasser:

Dr. Daniela Ohlendorf
Klinikum der Johann Wolfgang
Goethe-Universität
Zahnärztliches Universitätsinstitut
„Carolinum“
Poliklinik für Kieferorthopädie
ZZMK, Haus 29, 2. Etage
Theodor-Stern-Kai 7
60596 Frankfurt am Main
E-Mail:
Ohlendorf@med.uni-frankfurt.de

Wenn es darum geht sich vorwärts zu bewegen, einen Gegenstand vom Boden aufzuheben oder sich auf einen Stuhl zu setzen, sind keine langen Überlegungen notwendig. In diesem Zusammenhang hat jeder bei der Ausführung von Bewegungen im Laufe des Lebens seine individuelle Technik entwickelt. Einerseits passt sie sich den körperlichen Gegebenheiten an oder ist von ihnen abhängig, andererseits aber kann die Technik die körperlichen Gegebenheiten auch rückwirkend und zum Teil längerfristig beeinflussen. Abweichungen von einer optimalen Körperhaltung, aber auch Bewegungsabfolge sind möglich. [2] Eine veränderte Druckbelastung der Füße beim Gehen, eine veränderte Rückenstatik oder aber eine craniomandibuläre Dysbalance sind nur drei mögliche Konsequenzen einer individuell ausgeprägten Organismusbeanspruchung. Durch einen

erhöhten Spannungszustand oder gesteigerter Aktivität der Muskulatur und einem daraus resultierenden vermehrten Energieverbrauch kann diesen Zusatzbelastungen entgegengewirkt werden. Diese kompensatorische muskuläre Mehrarbeit erschwert die körperliche Gleichgewichtsregulierung. Über das sensomotorische System, welches das sensorische Wahrnehmungssystem mit dem motorischen System der Bewegungssteuerung verbindet, wird die Körperhaltung aktiv gesteuert. Über sensible Rezeptoren, die in Gelenken, Muskeln, Sehnen und in der Haut eingelagert sind, werden Informationen über die Eigenbewegungen des Körpers, zum Beispiel durch die Erfassung der Gelenkwinkelstellung oder Spannungs- und Längenveränderungen der Muskulatur, registriert. Aber auch das visuelle System hat für die Regulation des Gleichgewichts eine besondere Bedeutung, da es eigene und fremde Be-

wegungen sowie Umwelteinflüsse visuell erfasst und hat folglich eine wichtige Bedeutung bei der Stellung des Körpers im Raum. Im zentralen Nervensystem werden alle peripheren Informationen mit afferenten Impulsen verarbeitet, so dass über ausführende Signale eine situationsadäquate motorische Steuerung der Bewegung möglich ist. [25]

Fällt nun der Einfluss des visuellen Systems auf die Körperhaltung weg, laufen automatisierte zentralnervöse Prozesse im menschlichen Organismus ab, so dass eine adäquate Ver- und Bearbeitung der neuen Informationen erfolgt und in die aktuellen Prozesse integriert wird. So wird entweder die bestehende Körperposition aufrecht gehalten oder eine neue Körperhaltung resultiert.

Durch gezielte Platzierung einzelner haltungsverbessernder, sensomotorischer Elemente mit einer Stärke von 1 – 3 Millimetern kann auf den Muskelzustand beziehungsweise die Muskelaktivität Einfluss genommen

werden und gemäß des Muskelkettenprinzips wird aufsteigend der Zustand der folgenden Muskeln ebenfalls verändert. Auf diesem Weg ist es möglich, gezielt über Beeinflussung des sensomotorischen Systems die Körperstatik (bis hin zur Nackenmuskulatur) und auch die Körperdynamik so zu verbessern, dass haltungsbedingte Beschwerden gelindert werden. [1, 3-8, 12, 13, 19, 20, 22, 23, 24, 26]

Da die zentralen Steuerungs- und Regelungsprozesse des visuellen und sensomotorischen Systems im Gehirn ablaufen, ist die anatomische aber auch funktionelle Nähe zum craniomandibulären System offensichtlich. Die Auswirkung beziehungsweise funktionellen Zusammenhänge zwischen dem craniomandibulären System und dem gesamten Bewegungsapparat sind bereits bekannt und auch wissenschaftlich belegt [1, 3, 9, 10-19, 21, 27]. Wie stark sich der Einfluss des visuellen aber auch des sensomotorischen Systems im Stehen auf die horizontale Kieferrelationsbestimmung

auswirkt, das heißt auf die exzentrische und zentrische Kondylenposition sowie auf die Laterotrusion und Protrusion, soll in dieser Pilotstudie untersucht werden.

Material und Methode

Probanden

Die Vermessung wurde bei 10 gesunden, vollbezahnten Erwachsenen (9 Rechtshänder/ 1 Linkshänder) durchgeführt, die aussagten, geringe haltungsbedingte Beschwerden zu haben, welche jedoch keinen Einfluss auf ihre Alltagstätigkeiten haben. Ausgeschlossen wurden Erwachsene mit einer aktuellen kieferorthopädischen Behandlung, einer Therapie mit einem Aufbissbehelf, Knack- oder Reibegeräusche im Kiefergelenk, Schmerzen beim Bewegen oder Kauen im Kiefergelenk, einer Kieferklemme oder einer Kiefersperre. Der Ausschluss dieser Kontraindikationen wurde durch einen zuvor ausgefüllten Funktionsfragebogen der Poliklinik für Kieferorthopädie



1 Exemplarisches Unterlegen der Elemente anhand eines Probanden.

der Goethe-Universität Frankfurt be-
stätigt.

Untersuchungsablauf

Zunächst wird der Proband in aufrecht stehender Position bei geöffneten Augen jeweils drei Mal mit der elektronischen Stützstiftregistrierung bei habitueller Ausgangsstellung vermessen. Das Gleiche folgte im Anschluss mit geschlossenen Augen. Danach wurde zunächst ein dynamischer Blauabdruck angefertigt, um erste Erkenntnisse über das Geh- und Stehverhalten sowie in ihrer Funktion beeinträchtigte Muskelketten zu erhalten. Ein Anamnese-gespräch komplettierte den ersten Eindruck über die primären und möglicherweise auch sekundären haltungsbedingten Beschwerden bzw. Probleme des einzelnen Probanden. Dann erteilte eine funktionelle Bewegungsunter-suchung des Patienten zusammen mit der Anamnese Auskunft über den Muskelstatus beziehungsweise die Muskelspannung sowie die Körperstatik. Nun wurden systematisch die einzelnen haltungsverbessernd wirkenden „podo-orthesiologischen“ beziehungsweise „podo-ätiologischen Elemente“ (siehe Abb. 1) individuell unter dem Fuß platziert, um entlang aufsteigender Muskelketten ein verbessertes muskuläres Gleichgewicht zu erzielen, so dass sich die Körperstatik harmonisiert. Beim Unterlegen der Elemente wurden die Grundprinzipien der Podo-Orthesiologie nach Breukhoven und der Podo-Ätiologie nach Aich eingehalten, wobei die einzelnen Elemente unterschiedlicher Stärke (von 1 – 3 mm) so unter der Fußsohle platziert wurden, dass diese der individuellen

Beschwerde entsprechend wirksam werden konnten. Abschließend wurde erneut eine intraorale, elektronische Registrierung der horizontalen Kieferrelation dreimal durchgeführt.

Die statistische Auswertung der Messdaten dieser Pilotstudie erfolgte mit dem Softwareprogramm Bias (Version 9.0). Hierfür kam der Wilcoxon-Matched-Pairs-Test ohne anschließende Bonferroni-Korrektur zum Einsatz.

Messwerterfassung

Für die Aufzeichnung der horizontalen Kieferrelation und insbesondere der lateralen und sagittalen Unterkieferbewegungen kam das IPR-System (IPR-Systeme GmbH, Oldenburg) zum Einsatz. Dieser intraorale, elektronische Stützstift besitzt eine Genauigkeit von 0,1 mm und hat einen integrierten Drucksensor. So registriert das System nur Bewegungen bei einer optimalen Kieferschlusskraft zwischen 10 und 30 N (Herstellerangaben).

Für die Aufzeichnung der Daten mit dem Stützstift ist die Herstellung einer Ober- und Unterkieferschablone notwendig. Diesbezüglich sind eine exakte Abformung der Kiefer sowie eine Gesichtsbogenübertragung nötig, so dass auf Basis dieser Daten zwei individuelle Schablonen (eine zur Befestigung des Stützstiftes und eine zur Befestigung des Registrierensors) vom zahn-technischen Labor (Zahntechniklabor Schiller, Salzgitter) angefertigt wurden.

Bei der Registrierung der Messungen wird immer eine bestimmte Bewegungsabfolge eingehalten: anfängliche exzentrische Kondylenposition, Protrusion, zentrische Kondylenposition (per Hand geführt), Laterotrusion, abschließende exzentrische Kondylenposition.

Für die Reproduzierbarkeit der Messergebnisse ist im Stehen bei aufrechter (habitueLLer) Körper- und Kopfhaltung eine inzisale Sperrung erforderlich, die so gewählt wird, dass eine maximale Protrusion möglich ist, ohne dass es dabei zu einem Zahnkontakt kommt. Um eine optimale Kieferschlusskraft zu gewährleisten, wird dem Probanden sowohl bildlich über einen Monitor als auch akustisch mittels eines Signaltons angezeigt, ob er sich in diesem Kraftbereich befindet. Mittels der Software ist eine klinische Betrachtung der entstandenen Pfeilwinkeldiagramme (400%ige Vergröße-

rung) möglich. Bei der Auswertung der aufgezeichneten Parameter wird ein statistischer Vergleich zwischen den Messdaten mit geöffneten und geschlossenen Augen sowie zwischen haltungsverbessernden Elementen und habitueller Ausgangsposition durchgeführt.

Ergebnisse

Einfluss des visuellen Systems auf die horizontale Kieferrelation

Nach dem Einsetzen der Messschablonen im Ober- und Unterkiefer wurden die Probanden angehalten, den Mund habituell zu öffnen und zu schließen. Dies ist die erste Position, die registriert wurde: (1) die exzentrische Kondylenposition. Ein statistischer Vergleich zwischen geöffneten und geschlossenen Augen ergibt keine signifikanten Unterschiede im Stehen. Das gleiche Ergebnis kommt bei der Auswertung (2) der Protrusionsbahn zutage. Der maximale Vorschub der Mandibula verändert sich durch den Ausschluss des visuellen Systems nicht. Bei der Aufzeichnung der (3) zentrischen Kondylenposition, in dem der Untersucher durch dosierten Druck auf das Kinn in dorsaler Richtung die Retrusionsbewegung der Probanden unterstützt, zeigen sich ebenfalls keine statistisch relevanten Veränderungen. Die (4) Laterotrusion, das heißt die maximalen transversalen Auslenkungen (nach rechts und links), sind auch unverändert. Bei der Aufzeichnung der (5) abschließenden exzentrischen Kondylenposition ist ein statistisch relevanter Einfluss ($p = 0,05$) des visuellen Systems auf der sagittalen Achse zu erkennen. Diese Kondylenposition liegt bei geschlossenen Augen im Mittel um etwa 0,7 Millimeter weiter re-
tral als bei geöffneten Augen.

Einfluss des sensomotorischen Systems auf die horizontale Kieferrelation

Durch das individuelle Unterlegen der podo-ätiologischen und podo-orthesiologischen Elemente verschiebt sich die anfängliche exzentrische Kondylenposition weiter nach mesial (y-Achse; $p = 0,02$). Die abschließende exzentrische Kondylenposition bleibt hingegen unverändert. Demgegenüber bewegt sich die zentrische Kondylenposition auf der x-Achse nach links ($p = 0,02$), so dass sich die Werte der an-



2a Eingesetzte Registrierschablone für das IPR-System.



2b Unterkieferschablone mit eingesetztem Sensor.



2c Oberkieferschablone mit eingesetztem Stützstift.

fänglichen exzentrischen und die der zentrischen Kondylenposition auf der x-Achse angleichen.

Bei den Bewegungsbahnen waren sowohl bei der Protrusion als auch bei der Laterotrusion Veränderungen deutlich. Die Protrusionsbahn (Vorschieben des Unterkiefers) hat sich im Durchschnitt 0,25 mm nach links ($p = 0,03$) verschoben. Hinsichtlich der Lateralbewegungen war bei habitueller Körperstatik die linke Seitbewegung auf

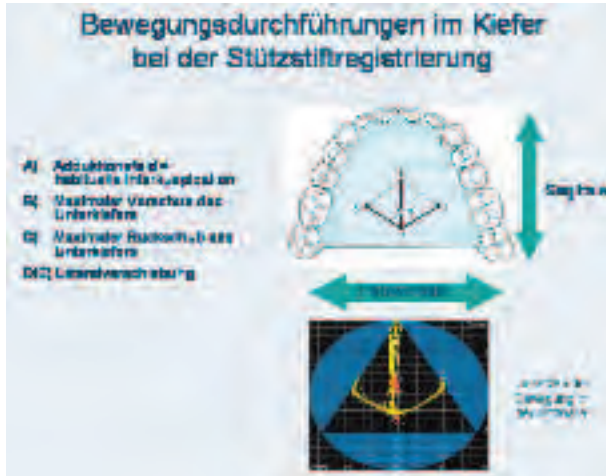
der y-Achse tiefer als die rechte Seitbewegung ($p = 0,03$). Dies war nach dem Unterlegen der haltungsverbessernden Elemente nicht mehr der Fall, da sich das Bewegungsausmaß der linken Seite vergrößert hat.

Bei dem Vergleich beider Messbedingungen – mit und ohne Elemente – für jede Seite als solche, hat sich der höchste Punkt der lateralen Bewegungsbahn (links und rechts) auf der y-Achse signifikant ($p = 0,03$) verän-

dert. Sie liegen nun im Mittel minimal höher, so dass es auf beiden Seiten zu einem vergrößerten Bewegungsausmaß kommt, welches bei der linken Kieferseite jedoch stärker zunimmt.

Diskussion

Im Stehen ist nachweislich eine Veränderung der horizontalen Kieferrelation statistisch nachweisbar, wenn sowohl das visuelle als auch das sensomotorische System beeinflusst werden. Die



3 Bewegungsdurchführungen im Kiefer bei der Stützstiftregistrierung.

Auswirkungen gezielter systematischer Reizung der Sensomotorik durch haltungsverbessernde Elemente in 1 – 3 Millimeter Stärke auf die Kondylenposition und die Grenzbewegungen sind stärker mittels des intraoralen, elektronischen Stützstiftes festzustellen als durch den Ausschluss des visuellen Systems beim Durchführen der vorgegebenen Bewegungen.

Im Stehen konnte kein Einfluss des visuellen Systems auf die Grenzbewegungen des Unterkiefers, das heißt bei der (2) maximaler Protrusion, (3) zentrischer Kondylenposition sowie (4) maximaler Laterotrusion belegt werden, da das Bewegungsspektrum dieser Registrierparameter durch anatomische Strukturen limitiert und individuell vorgegeben ist. Im Gegensatz hierzu unterliegt die exzentrische Kondylenposition einer ausschließlich muskulären Führung der Mandibula, wobei hier ein Unterschied zwischen geöffneten und geschlossenen Augen bei der Bestimmung der abschließenden exzentrischen Kondylenposition deutlich wird.

Durch den Einsatz der „podo-orthologischen“ beziehungsweise „podo-ätiologischen“ Elemente wird das sensomotorische System so gezielt angesprochen, dass sich durch eine veränderte Arbeit der Kiefermuskulatur dies auf Bewegungen des Unterkiefers auswirkt. Je nach Lage können sie primär entweder eine Aktivierung der Muskelspindeln oder der Golgi-Sehnenapparate erzeugen, wodurch die dreidimensionalen Bewegungen des Körpers feinfühlig und unbewusst gesteuert werden können. Diesbezüglich sollte die individuelle Konstellation der Ele-

mente unbedingt berücksichtigt werden, da sie immer entsprechend der jeweiligen Problematik des Patienten neu konzipiert werden muss. Sobald sich die Körpermuskulatur harmonisiert und muskuläre Dysbalancen reduziert werden, wirkt sich dies ebenfalls positiv auf Bewegungsabläufe des Pfeilwinkeldiagramms bei Bestimmung der horizontalen Kieferrelation aus. Neben der Angleichung der anfänglichen exzentrischen und der zentrischen Kondylenposition auf der x-Achse und der Verschiebung der Protrusionsbahn nach links, hat sich das Bewegungsausmaß der Laterotrusion zum einen angeglichen und zum anderen beidseits vergrößert.

Demzufolge erfordert der kurzzeitige Ausschluss des visuellen Systems vom sensomotorischen System und insbesondere des Vestibularapparates und der Propriozeption eine primär schnelle (Anpassungs-)Reaktion an den neuen Zustand. Die Kompensationsmechanismen der fehlenden optischen Wahrnehmung scheinen erst nach kurzer Verzögerung zu greifen, da nur eine statistische Veränderung der abschließenden und nicht der anfänglichen Kondylenposition (in sagittaler Richtung) nachweisbar ist.

Die Reaktion der Skelettmuskulatur scheint durch den Einsatz der Elemente entlang aufsteigender Muskelketten schneller vonstatten zu gehen als die Anpassungsreaktionen des Körpers durch den Ausschluss des visuellen Systems. Denn bereits wenige Minuten nach dem Unterlegen der Elemente ist die Reaktion des sensomotorischen Systems im Pfeilwinkeldiagramm der horizontalen Kieferrelationsbestimmung bei fast allen Bewegungsdurchführungen sichtbar und statistisch nachweisbar. Je länger die Probanden den Einfluss der Elemente spüren, desto harmonischer sind hierbei die Bewegungsdurchführungen des Unterkiefers zu beobachten gewesen. Demzufolge entsteht die Vermutung, dass die Reizung der Fußmuskulatur durch die Elemente schnell vom sensomotorischen System adäquat verarbeitet und in reorientierten Bewegungsmustern umgesetzt werden kann, so dass sich Bewegungen quasi „einpendeln“.

Dies scheint sich bis hin zu einer entspannteren Kiefermuskulatur auszuweiten, wodurch eine bessere Muskelkoordination zu harmonischeren Bewegungsabfolgen führen kann. Da sich nicht nur die Bewegungen, sondern auch die anfängliche exzentrische und die zentrische Kondylenposition durch diese Reizgebung im sensomotorischen System verändern, sollte in weiteren Untersuchungen der Frage nachgegangen werden, warum sowohl muskulär geführte Bewegungen als auch anatomisch limitierte Bewegungen auf diesem Weg zu beeinflussen sind.

Bei der klinischen Betrachtung der horizontalen Kieferrelationsbestimmungen zwischen offenen und geschlossenen Augen, aber auch mit und ohne Elemente werden Unterschiede im Bewegungsablauf deutlich. Diese unterliegen jedoch einer individuellen Schwankungsbreite, die bestätigt, dass sich der Einfluss des visuellen Systems sowohl positiv als auch negativ auf die intraorale Stützstiftregistrierung auswirken kann. Auch bei Veränderung der sensomotorischen Einflüsse wird eine grundsätzlich sauberere Zeichnung des Pfeilwinkeldiagramms deutlich. Die Streuung der einzelnen Bewegungsbahnen, aber auch die der Kondylenpositionen haben sich mit zunehmender Wirkungsdauer der Elemente reduziert. Die horizontale Kieferrelation scheint demzufolge keine statische Position zu sein, sondern unterliegt einem variablen Bewegungsspielraum mit muskulärer Koordination.

Daher ist es empfehlenswert, die Auswirkungen von Winkelfehlsichtigkeiten der Augen, wie zum Beispiel Exophorie, Esophorie, Höhenphorie oder Strabismus in weitergehenden Studien zu verifizieren. Darüber hinaus sollte die Diagnostik bei einem Patienten so ausgeweitet sein, dass bei möglichen Hinweisen auf interdependente Funktionsstörungen des visuellen Systems die Behandlung möglichst zeitgleich und interdisziplinär durchgeführt wird. Eine funktionsoptometristische Therapie kann beispielsweise als unterstützende Maßnahme angesehen werden, um auf die Stellung der Kiefer zueinander Einfluss zu nehmen.

Aber auch Bezug nehmend auf den Einsatz der haltungsverbessernden Elemente stellt sich die Frage, wie sich

diese auf die Behandlung einer craniomandibulären Dysfunktion auswirken würden. Im Rahmen einer gut abgestimmten Behandlung der beteiligten Therapeuten wäre dies mit Sicherheit eine positive unterstützende Möglichkeit einer schnellen und zielgerichteten Therapie. Diese müsste jedoch in weiteren Untersuchungen eingängiger erforscht werden.

Somit bleibt abschließend festzuhalten, dass die Bestimmung der horizontalen Kieferrelation durch Veränderungen im visuellen, aber auch sensorischen System beeinflusst werden kann. Diese Veränderungen sollten allerdings immer individuell beurteilt werden. Fakt ist, dass sich durch den Ausschluss des visuellen Systems und durch die Elemente der Aufzeichnungsparameter der Stützstiftregistrierung verändern lassen. ■

Literatur

- 1 Aich L.: Basismodul zur Podo-Äthiologie nach Lydia Aich. Lehr-CD. 2006
- 2 Bittmann, F., Badtke, G.: Bewegungsmuster – primärer Faktor von Fehlentwicklungen des Muskel-Skelett-Systems. Man Med. 1994. 32; 61-65
- 3 Bourdiol R.-J.: Pied et statique. Edition Maisonneuve. Paris. 1980
- 4 Bourdiol R.-J.: Der gehende Mensch. OST. 2003; S. 12–17
- 5 Bourdiol R.-J.: Klinisch therapeutische Aspekte der Podoorthesiologie. OST. 2003; S. 23–26
- 6 Bourdiol R.-J.: Die Folgen der bevorzugten Lateralität. OST. 2001; S.36–40
- 7 Bourdiol R.-J.: Die Fußgewölbe. OST. 2001; S. 14–18
- 8 Bourdiol R.-J.: Funktionelle Myologie. OST. 2001; S. 16–25
- 9 Comerford, M.J., Mottram, S.L.: Movement and stability dysfunction – Contemporary developments. 2001. Manual Therapy. 2001. 6; 15-26
- 10 Cuccia, A., Caradonna, C.: The relationship between the stomatognathic system and body posture. Clinics. 2009; S. 64f.
- 11 Desoi, D., Ohlendorf, D., Kopp, S.: Einfluss des visuellen Systems auf die horizontale Kieferrelationsbestimmung. ZMK. 2009; S. 2-5
- 12 Jahn, M.: Prüfung der Wirkung von Modulen nach dem Podo-Orthesiologie-Konzept von Breukhoven. OST. Sonderheft Sensorik. 2006; S. 38–41
- 13 Kimmeskamp, S., Milani, T.L.: Afferenzstimulierende Einlagenversorgung – der Versuch einer physiologisch begründeten Begriffsklärung. OST. 2002; S. 24–31
- 14 Kopp S., Plato G.: Die Bedeutung der oberen Kopfgelenke bei der Ätiologie von Schmerzen im Kopf-, Hals-, Nackenbereich. DZZ 1989. 44; 966-967
- 15 Kopp, S., Sebal, W.G. : Orientierende Untersuchung des craniomandibulären Systems – Teil 1. ZMK 1999.15; 532-539
- 16 Kopp, S., Sebal, W.G., Langbein, U.: Craniomandibuläre Dysfunktion und Kieferorthopädie. Prakt Kieferorthop 2003. 12; 323-34
- 17 Kopp, S., Friederichs, A., Pfaff, G. et. al.: Beeinflussung des funktionellen Bewegungsraumes von Hals-, Brust- und Lendenwirbelsäule durch Aufbissbehelfe – eine Pilotstudie. Man Med. 2003. 41; 39-51
- 18 Naikmasur, V., Bhargava, P., Guttal, K., Burde, K.: Soft occlusal splint therapy in the management of myofascial pain dysfunction syndrome: a follow-up study. Indian J Dent Res. 2008. 19; 196-203.
- 19 Natrup, J., Ohlendorf, D., Fischer, F.: Auswirkungen neurologischer Einlagen auf die Körperstatik. OST, Sonderheft Einlagen. 2004, S. 56-63
- 20 Natrup, J., Ohlendorf, D., Fischer, F.: Neue Messverfahren zur Bestimmung des Einflusses der Schuhversorgung auf Haltung und Statik. 2005. Abstract – Technische Orthopädie 2005 in Garmisch-Partenkirchen; 31-33
- 21 Nobili, A., Adversi, R.: Relationship between posture and occlusion: a clinical and experimental investigation. Cranio. 1996; S. 274-85
- 22 Ohlendorf, D., Natrup, J., Niklas, A., Kopp, S.: Veränderung der Körperhaltung durch haltungsverbessernde, sensomotorische, Einlegesohlen. Man Med. 2008; S. 93-98
- 23 Ohlendorf, D., Natrup, J.: Haltungskorrektur durch sensomotorische Einlegesohlen. OT. 2007; S. 102-106
- 24 Ohlendorf, D., Natrup, J.: Das Individuelle beweisbar machen – Messmethoden zum Wirkungsnachweis sensomotorischer Einlegesohlen. OST. Sonderausgabe „Sensorik“. 2006; S. 24-31
- 25 Ohlendorf D. Methoden und Mittel zur Verbesserung des statischen und dynamischen Muskelverhaltens: ein Trainings- und bewegungswissenschaftlicher Vergleich zwischen haltungsverbessernden, sensomotorischen Einlegesohlen und einem gesundheitsorientierten, rehabilitativen Muskelaufbautraining. Göttingen: Diss., 2008
- 26 Schallmeyer, W., Harmsel, I. Ter: Skript Basiskurs Podo-Orthesiologie. Lehrinstitut, Warendorf. 2006
- 27 Stiesch-Scholz, M., Tschernitschek, H., Fink, M.: Wechselwirkungen zwischen dem temporomandibulären und kraniozervicalen System bei Funktionserkrankung des Kauorgans. 2002. Physikalische Medizin und Rehabilitation. 2002. 12; 83-88

Daniela Ohlendorf, Christin Preis, Tje Lin Chung, Stefan Kopp:

Vergleich zwischen sensomotorischen und neurologischen Einlagen

Zusammenfassung:

Häufig wird aus orthopädischer Sichtweise zur Regulierung von Haltungsfehlern eine Einlage empfohlen, um über eine veränderte Fußstatik und/oder Mechanik Schmerzen zu lindern. Dabei wird ihr genereller Einsatz und die verschiedenen Konzepte kontrovers diskutiert. Ein Hauptziel der Versorgung mit sensomotorischen Einlagen nach Jahrling ist es, positiven Einfluss auf die Gelenkstellung bei gleichzeitiger Erhaltung der muskulären Arbeit auszulösen. Von Bourdiol wurden die sogenannten neurologischen Sohlen entwickelt. Diese sollen propriozeptiv wirken und die Mechanik des Fußes nicht primär ansprechen.

Für einen Vergleich zwischen sensomotorischen und neurologischen Einlagen im Hinblick auf die Oberkörperstatik wurden in der Untersuchung Probanden mit Beschwerden im Lendenwirbelsäulenbereich mit Einlagen versorgt. Dennoch wird festzuhalten sein, dass die sehr geringen statistischen Veränderungen der Körperhaltungen durch Tragen von neurologischen Einlagen beziehungsweise sensomotorischen Einlagen nach Jahrling kein Beleg gegen das Tragen dieser ist zumal keine negativen Resultate eingetreten sind, sondern eher positive Tendenzen erkennbar sind.

Grundsätzlich ist bei jedem Menschen eine gute aufrechte Körperhaltung von einem ausgeglichenen Verhältnis der beteiligten Körpersegmente und der sie haltenden und bewegenden Muskulatur abhängig. Sollte eine unphysiologische Haltung über einen längeren Zeitraum eingenommen werden, folgen Veränderungen der Körperstatik. Gegebenenfalls kann diese sogar nachhaltig verändert werden. Unter Umständen resultiert eine veränderte Muskelaktivität oder Gelenkstellung. Die Folge ist häufig eine andere Gewichtsverteilung mit muskulären Dysbalancen, die der Organismus versucht zu kompensieren. Die Muskulatur wirkt den Zusatzbelastungen durch einen erhöhten Spannungszustand, mit gesteigerter Aktivität sowie vermehrtem Energieverbrauch entgegen, beziehungsweise gleicht diese aus. Diese Mehrarbeit erschwert die körperliche Gleichgewichtsregulation (Riemann 2002a, Riemann 2002b, Schombourg 1990).

Häufig wird aus orthopädischer Sichtweise zur Regulierung von Haltungsfehlern eine Einlage empfohlen, um über eine veränderte Fußstatik und/oder Mechanik Schmerzen zu lindern. Nichtsdestotrotz wird ihr genereller Einsatz kontrovers diskutiert. Auch die genaue Wirkungsweise ist nach wie vor umstritten (Crenshaw et al. 2000, Corbin et al. 2007, Kerrigan et al. 2002, Burges et al. 1997, Genova et al. 2000, Gravano et al. 2011, Bus et al. 2004, Chen et al. 2003, Sahar et al. 2009, Shabat et al. 2005).

Im Gegensatz zu konstitutionellen Voraussetzungen, die nicht zu beeinflussen sind, ist es möglich über zentrale Instanzen variable Komponenten zu steuern, wie beispielsweise das Bewegungsverhalten. Über das sensomotorische System werden aktiv Haltung und Bewegung geregelt, so dass letztendlich über ausführende Signale eine situationsadäquate motorische Steuerung der Bewegung möglich ist. Eine Möglichkeit Veränderungen im sensomotorischen System hervorzurufen ist der Einsatz von Einlagen beziehungsweise Einlegesohlen.



1 Im direkten Vergleich: neurologische Einlagen (o.) und sensomotorische Einlagen nach Jahrling, wie sie in der Studie verwendet wurden.

Mit solchen Einlagen, mit denen durch gezieltes Setzen von Reizen („Aktio“) über die Fußmuskulatur die physiologische Stützmotorik und Zielmotorik („Reaktio“) beeinflusst werden soll, arbeitet beispielsweise Jahrling (2000, 2005, 2006). Ein Hauptziel der Versorgung mit sensomotorischen Einlagen nach Jahrling ist es durch das Einlagen-Relief keinen Druck auf den Muskelbauch der Fußsohlenmuskeln auszuüben, sondern nur auf Sehnenzüge, um positiven Einfluss auf die Gelenkstellung auszulösen bei gleichzeitiger Erhaltung der muskulären Arbeit. Muskelbäuche sind, neben den Gelenken, der aktive Part der Bewegung und müssen nach Jahrling freien Raum zur Ausdehnung haben.

Neben diesen sensomotorischen Einlagen nach Jahrling wird des Weiteren über spezielle Einlegesohlen debattiert, die über ein Ansprechen der Muskelspindeln oder der Golgi-Sehnenapparate den Muskelzustand und ihr Zusammenwirken mit anderen Muskeln erreichen. Sie wurden von Bourdiol (1980, 2001a-d, 2003a, 2003b) unter der Bezeichnung „neurologische Sohlen“ entwickelt. Die verwendeten Einlagenelemente mit geringer Aufbauhöhe von 1 bis 3 Millimeter sollen propriozeptiv wirken und die Mechanik des Fußes nicht primär anspre-

Anschrift für die Verfasser:

Dr. disc. pol. Daniela Ohlendorf
Theodor-Stern-Kai 7, Haus 29
60596 Frankfurt
E-Mail: ohlendorf@med.uni-frankfurt.de



2 Rückenscanner „BackMapper“ von ABW.

chen (Schallmeyer/Harmsel 2006, Aich 2006, Aich 2012).

Beide Einlagenversorgungskonzepte beeinflussen je nach Positionierung und Höhe der Elemente die Aktivität der Fußsohlenmuskeln und wirken so auf die sensorische Leistung des Organismus. Ziel beider Einlagenversorgungen ist ei-

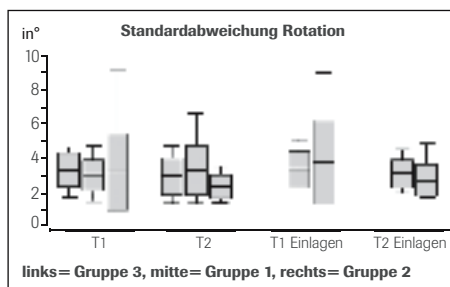
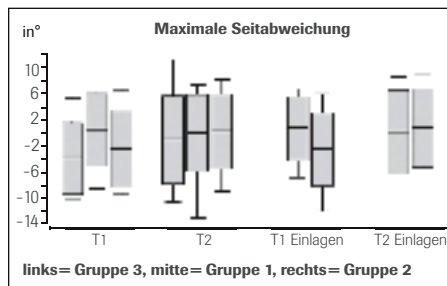
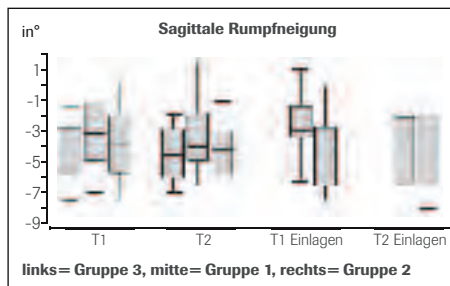
ne Harmonisierung der gesamten Körperhaltung durch Veränderung der Bewegungsstrategie. Daher werden in der folgenden Untersuchung Probanden mit Einlagen nach Jahrling oder mit neurologischen Sohlen versorgt, die an Beschwerden im Lendenwirbelsäulenbereich leiden. Demgegenüber ist eine dritte Probandengruppe in die Studie involviert, die zwar auch an LWS-Beschwerden leiden, aber als Kontroll-Korrelat dienen und folglich ohne Einlagen mit analysiert werden. Im Rahmen dieser Studie wird erforscht inwiefern sich eine Tragedauer von drei Wochen auf die Oberkörperstatik auswirkt und ob zwischen den beiden Einlagenversorgungskonzepten Unterschiede sowohl am Anfang als auch am Ende der Untersuchungsdauer zu verzeichnen sind.

Material und Methoden Probanden

An dieser Studie haben insgesamt 31 Probanden (w/m) im Alter von 19 bis 53 Jahren bei einem Altersdurchschnitt von 32,8 Jahren teilgenommen. Die Voraussetzung für die Teilnahme an dieser Stu-



3 Darstellung der sechs Marker am Rücken, anhand derer über mathematische Berechnung die Auswertungsparameter erfolgen. Marker 1 (C7) und 2 (Rima Ani) begrenzen den Wirbelsäulenverlauf, Marker 3 (Schulterblattwinkel links) und 4 (Schulterblattwinkel rechts) beschreiben die Schulterblattregion und die Marker 5 (SIPS links) und 6 (SIPS rechts) konstatieren die Beckenregion.



4a-c Box-Plots der drei signifikanten Parameter aus Tabelle 1. Graphisch dargestellt sind die Schwankungen der Mittelwerte samt Minima- und Maximawerte der Messzeitpunkte T1 und T2. Zudem sind beide Messzeitpunkte ohne und mit Einlagen dargestellt.

die waren Beschwerden im Lendenwirbelsäulenbereich. Diese sind auf subjektive Angaben der Probanden anhand eines zuvor ausgefüllten Fragebogens zurückzuführen. Zum Ausschluss aus der Studie führten schwerwiegende struktu-

relle Veränderung wie Bandscheibenvorfälle, Spondylolyse oder Gleitwirbel sowie aktuelle Verletzungen (1 Jahr zurückliegend) in den unteren Extremitäten. Des Weiteren wurden nur Probanden berücksichtigt, welche erstmalig mit sensomo-

torischen Einlagen versorgt worden sind und zuvor auch keine anderen Einlagen getragen haben.

Anschließend wurden alle Probanden gemäß eines Zufallsprinzips (Randomisierung) auf drei Untersuchungsgruppen aufgeteilt:

Gruppe 1: Neurologische Sohlen: In dieser Gruppe haben sich insgesamt 12 Probanden (w/m) mit einem Altersdurchschnitt von 33,2 Jahren befunden.

Gruppe 2: Sensomotorische Einlagen nach Jahrling: Die 10 Teilnehmer (w/m) dieser Gruppe haben einen Altersdurchschnitt von 32,8 Jahren.

Gruppe 3: Kontrollgruppe: Die 9 (w/m) Testpersonen dieser Untersuchungsgruppe (Altersdurchschnitt 34,7) dienen als Kontroll-Korrelat.

Entsprechend der jeweiligen Gruppe, werden nach ausführlicher Anamnese und Befundung der Probanden individuell entweder die neurologischen Sohlen (Gruppe 1) oder die sensomotorischen Einlagen nach Jahrling (Gruppe 2) ange-

<i>Vorher-Nachher-Vergleich</i>	<i>Gruppe 1</i>	<i>Gruppe 2</i>	<i>Gruppe 3</i>	<i>Gruppe 1 mit Einlage</i>	<i>Gruppe 2 mit Einlage</i>
Rumpflänge D (mm)	0,85	0,85	0,03	0,85	0,70
Rumpflänge S (mm)	0,09	0,36	0,65	0,08	0,49
Sagittale Rumpfneigung (°)	0,42	0,19	0,30	0,03	1,00
Frontale Rumpfneigung (°)	0,79	0,77	0,73	0,34	0,63
Achsabweichung (°)	0,73	0,49	0,82	0,34	0,63
Thorakaler Biegungswinkel (°)	0,23	0,63	0,57	0,20	0,70
Lumbaler Biegungswinkel (°)	0,23	0,19	0,13	0,79	0,23
Standardabweichung Seitabweichung (°)	0,91	0,28	0,91	0,97	1,00
Maximale Seitabweichung (°)	0,34	0,05	0,10	0,73	0,19
Standardabweichung Rotation (°)	0,73	0,23	0,02	0,52	0,32
Maximale Rotation (°)	0,62	0,43	0,30	0,52	0,27
Kyphosewinkel (°)	0,79	0,23	0,57	0,62	0,11
Lordosewinkel (°)	0,68	0,32	0,57	0,47	0,20
Beckenabstand (mm)	0,47	0,56	0,65	0,52	0,56
Beckenstand 1 (°)	0,62	0,49	0,91	0,21	0,49
Beckenstand 2 (mm)	0,52	0,36	0,91	0,21	0,43
Beckentorsion (°)	0,18	0,36	0,43	0,91	0,28
Beckenrotation (°)	0,73	0,56	0,25	0,91	0,56
Schulterblattabstand (mm)	0,68	0,63	0,20	0,85	0,77
Schulterblattstand (mm)	0,91	0,69	0,25	0,91	0,84
Schulterblattrotation (°)	1,00	0,63	0,73	0,68	0,13
Schulterstandwinkel links (°)	0,38	0,77	0,57	0,37	0,28
Schulterstandwinkel rechts (°)	0,32	0,08	0,10	0,41	0,92

Tabelle 1 Auflistung der p-Werte des Wilcoxon-Matched-Pairs-Test des Vorher-Nachher-Vergleiches je Gruppe. Die Teilnehmer der Gruppe 1 haben neurologische Sohlen getragen, die der Gruppe 2 sensomotorische nach Jahrling und die Gruppe 3 waren die Teilnehmer der Kontrollgruppe. Signifikante Werte sind fett markiert.

fertigt und hergestellt. Im Hinblick auf die neurologischen Sohlen wird der Proband individuell entweder nach den Prinzipien der Podo-Orthesiologie nach Breukhoven oder der Podo-Ätiologie nach Aich versorgt.

Messsystem

Um Einflüsse der Oberkörperstatik beim Stehen durch die jeweilige Einlagenversorgung dokumentieren zu können, wurde eine dreidimensionale Rückenvermessung mit dem Rückenscanner „BackMapper“ (ABW GmbH, Frickenhausen, Deutschland) durchgeführt (Abb. 2), mit dem es möglich ist vom 7. Halswirbel bis zum Rima Ani den Rücken dreidimensional darzustellen.

Über einen integrierten Projektor wird ein Streifenmuster auf den Rücken projiziert und mit einer Videokamera aus einem definierten Winkel aufgenommen, welcher durch den festen Einbau der Kamera und des Projektors im Gerät bestimmt ist. Für eine dreidimensionale Aufnahme der Rückenoberfläche werden 30 Videobilder mit einer maximalen Bildfrequenz von 50 Bildern pro Sekunde aufgenommen. Anschließend erfolgt die Berechnung der von Projektor ausgeleuchteten Bildpunkte mittels der Triangulationstechnik. Das dreidimensionale Ergebnisbild wird in einer Tiefenauflösung von 1/100 Millimeter dargestellt. Der Messfehler seitens des Herstellers mit kleiner als 1 Millimeter angegeben; bei Wiederholungsmessungen ergibt sich eine Reproduzierbarkeit von besser als 0,5 Millimeter. Für eine optimale Datenauswertung müssen bei allen Testpersonen sechs zuvor festgelegte anatomische Fixpunkte mit aufzuklebenden Markern am unbedeckten Rücken gekennzeichnet werden (Abb. 3.)

Untersuchungsablauf

Alle Probanden werden sowohl zu Beginn als auch nach drei Wochen mit dem Rückenscanner vermessen. Nach dem Aufkleben der Marker am Rücken nimmt der Proband eine neutrale Ausgangsposition mit entspannter Körper- und gerader Kopfhaltung ein, wobei die Arme locker neben dem Körper hängen und die Augen einen vorgegebenen Punkt in Augenhöhe der gegenüberliegenden Wand fixieren ohne die durchgeführten Bewegungsabfolgen am Monitor mit verfolgen zu können.

Bei den Teilnehmern der beiden Gruppen 1 und 2 werden neben der neutralen Messung ohne Einlagen auch Aufnahmen

mit der jeweiligen individuellen Einlage an beiden Messterminen durchgeführt. Alle Messungen wurden barfuß bzw. nur auf den Einlagen stehend ohne Schuhwerk durchgeführt, um den Einfluss dieses zu eliminieren.

Zur Reduzierung statistischer Fehler erfolgt eine mehrmalige Aufnahme der Rückenoberfläche, die anschließend bei der Datenbearbeitung gemittelt werden.

Die statistische Auswertung der Messdaten dieser Pilotstudie erfolgte mit dem Softwareprogramm Bias (Version 10.0). Nach Ablehnung der Normalverteilung der Daten kommen entweder der Wilcoxon-Matched-Pairs-Test oder der Mann-Whitney-U-Test zum Einsatz. Das Signifikanzniveau liegt bei 5 Prozent.

Ergebnisse

In den beiden folgenden Tabellen sind die statistischen Auswertungen angeführt. Während in Tabelle 1 der Vorher-Nachher-Vergleich der drei Gruppen sowie der Vorher-Nachher-Vergleich der beiden Einlagengruppen mit der Sohle angeführt sind, beinhaltet Tabelle 2 die Gruppenunterschiede zu Beginn als auch am Ende der dreiwöchigen Untersuchungsdauer.

Im Vorher-Nachher-Vergleich (Tab.1) ist bei der Gruppe 1, der Gruppe mit neurologischen Sohlen, nur beim Tragen der Einlagen hinsichtlich der sagittalen Rumpfneigung ein signifikanter Unterschied ($p \leq 0,03$) dahingehend eingetreten, dass sich die Teilnehmer dieser Gruppe weiter nach ventral geneigt haben. Bei Gruppe 2 ist im Vergleich ohne Einlagen lediglich bei der maximalen Seitabweichung eine Signifikanz mit $p \leq 0,05$ zu verzeichnen. Die Daten deuten darauf hin, dass sich die maximale Abweichung der Medianlinie zwischen der Strecke des C7-Markers bis Mitte der beiden Beckenmarker verringert hat.

Auch bei der Kontrollgruppe ist ein Unterschied in der Rumpflänge ($p \leq 0,03$) sowie der durchschnittlichen Rotation (Standardabweichung Rotation) eingetreten ($p \leq 0,02$), so dass sich beim zweiten Messtermin die Rumpflänge verkleinert und die Verdrehung der Dornfortsätze der Wirbelsäule reduziert haben.

Die Box-Plots der drei signifikanten Parameter (Abb. 4) verdeutlichen die Verteilung der Mittelwerte aber auch die Schwankungen der Messdaten der Probanden. Hinsichtlich der sagittalen Rumpfneigung wird deutlich, dass sich bei T2 die Mittelwerte der beiden Einlagengruppen 1 und 2 angeglichen haben

Gruppenvergleich	1/3	2/3	1/2	1/3	2/3	1/2
Messzeitpunkt	T1	T1	T1	T2	T2	T2
Rumpflänge D (mm)	0,35	0,28	0,72	0,46	0,55	0,97
Rumpflänge S (mm)	0,63	0,66	0,10	0,65	1,00	0,72
Sagittale Rumpfneigung (°)	0,28	0,46	1,00	0,28	0,84	0,58
Frontale Rumpfneigung (°)	0,97	0,84	0,82	0,92	0,97	0,82
Achsabweichung (°)	1,00	0,54	0,87	0,92	0,97	0,97
Thorakaler Biegungswinkel (°)	0,86	0,84	0,82	0,55	0,84	0,72
Lumbaler Biegungswinkel (°)	0,02	0,21	0,67	0,42	0,90	0,46
Standardabweichung Seitabweichung (°)	0,65	0,78	0,31	0,86	0,78	0,87
Maximale Seitabweichung (°)	0,08	0,60	0,25	0,65	0,84	0,97
Standardabweichung Rotation (°)	0,55	0,24	0,46	0,81	0,18	0,08
Maximale Rotation (°)	0,65	0,31	0,54	0,97	0,55	0,67
Kyphosenwinkel (°)	0,32	0,70	0,92	0,86	0,13	0,82
Lordosewinkel (°)	0,86	0,90	0,98	0,92	0,97	0,58
Beckenabstand (mm)	0,75	0,60	0,46	0,86	0,66	0,97
Beckenstand 1 (°)	0,60	0,72	0,92	0,92	0,84	0,58
Beckenstand 2 (mm)	0,60	0,66	0,92	1,00	0,97	0,63
Beckentorsion (°)	0,55	0,16	0,58	0,31	0,90	0,25
Beckenrotation (°)	0,51	0,16	0,31	0,75	0,84	0,97
Schulterblattabstand (mm)	0,35	0,84	0,77	0,81	1,00	0,72
Schulterblattstand (mm)	0,38	0,24	0,67	0,97	0,50	0,77
Schulterblattrotation (°)	0,65	0,90	0,72	0,97	0,90	0,92
Schulterstandwinkel links (°)	0,38	0,40	0,87	0,97	0,18	0,05
Schulterstandwinkel rechts (°)	0,06	0,001	0,17	0,55	0,72	0,92

Tabelle 2 Auflistung der p-Werte des Man-Whitney-U-Tests des Gruppenvergleiches an beiden Messzeitpunkten. Die Teilnehmer der Gruppe 1 haben neurologische Sohlen getragen, die der Gruppe 2 sensomotorische nach Jahrling und die Gruppe 3 waren die Teilnehmer der Kontrollgruppe. Signifikante Werte sind fett markiert.

im Vergleich zu T1. Gleiches ist auch bei der maximalen Seitabweichung zu erkennen. Bei der sagittalen Rumpfneigung und der maximalen Seitabweichung ist zudem in T1 der unterschiedliche Mittelwert der drei Gruppen bei der Eingangsmessung zu erkennen, welcher sich durch die Einlagenversorgung in T2 bei allen drei Gruppen angeglichen hat.

In Tabelle 2 sind die Gruppenvergleiche des Man-Whitney-U-Tests zu Beginn und am Ende der Studie aufgelistet. Zu Beginn der Untersuchung liegt zwischen der Gruppe 1 (neurologische Einlagen) und der Gruppe 3 (Kontrollgruppe) hinsichtlich des lumbalen Biegungswinkels ein signifikanter Unterschied ($p \leq 0,02$) vor, welcher nach dreiwöchiger Tragedauer der Einlagen nicht mehr zu verzeichnen ist. Gleiches ist für den rechten Schulterstandwinkel bei dem Vergleich der Gruppe 2 (sensomotorische Einlagen nach Jahrling) und der Gruppe 3 (Kontrollgruppe) der Fall ($p \leq 0,001$). Ein Unterschied bei den hier untersuchten Parametern zwischen den beiden Einlagengruppen liegt zu Beginn der Untersuchung nicht vor.

Der Gruppenvergleich am Ende der Untersuchung besagt, dass zwischen den Gruppen 1 und 3 sowie 2 und 3 keine signifikanten Unterschiede vorliegen. Lediglich im Gruppenvergleich beider Einlagengruppen (Gruppe 1 und 2) ist hinsichtlich des linken Schulterstandwinkels ein Unterschied eingetreten ($p \leq 0,05$).

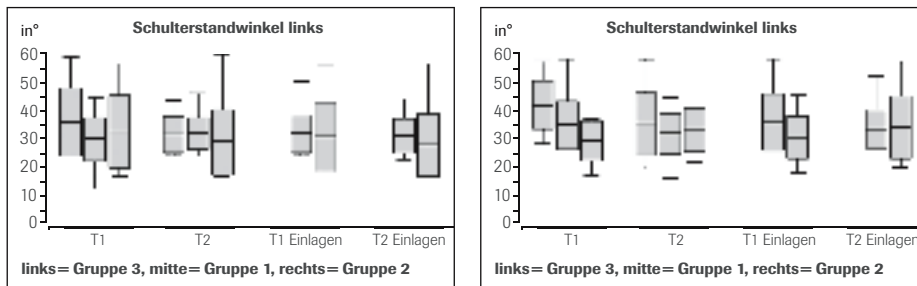
Die beiden Box-Plots der Abb. 5 beinhalten alle Daten des linken und rechten Schulterstandwinkels und verdeutlichen ebenfalls die Inhomogenität der Ausgangswerte der drei Gruppen bei T1. Hinsichtlich der Darstellungen der beiden Gruppen 1 und 2 mit Einlagen ist auffällig, dass sich diese im Hinblick auf ihre Mittelwerte an beiden Messzeitpunkten kaum voneinander unterscheiden.

Diskussion

Die Ergebnisse dieser Untersuchung besagen zusammengefasst, dass sowohl im Vorher-Nachher-Vergleich einer Gruppe als auch im Gruppenvergleich kaum signifikante Veränderungen durch das Tragen der Einlagen bei Patienten mit LWS-Beschwerden eingetreten sind. Da immer nur ein Parameter, meistens einer des

Wirbelsäulenbereichs, nachweisbare Veränderungen aufgezeigt hat, sind diese eher auf die natürlichen Schwankungen des Körpers zurückzuführen.

Je nach aktuellem Schweregrad der Schmerzen kann die Kompensation der Körperhaltung sehr unterschiedlich sein, was wiederum zu stark schwankenden Messdaten führt. Diese sind auch innerhalb der Box-Plots anhand der Minima- und Maxima-Daten zu erkennen. Ferner kann sich aufgrund der geringen Probandengröße in den einzelnen Gruppen auch die psycho-physische Verfassung einzelner Probanden derart auf die Messdaten auswirken und zu Schwankungen dieser führen. Letzteres spiegelt sich auch in der durchschnittlichen Verdrehung der Dornfortsätze bei den Probanden der Gruppe 3 wider, da sich diese an beiden Messzeitpunkten verändert hat, ohne dass eine Intervention erfolgt ist. Diese geringen Differenzen bestätigen jedoch die Vermutung, dass die Körperhaltung ein aktives Produkt verschiedenster Parameter ist und folglich sich variabel den Gegebenheiten anpassen kann. Ferner deuten die geringfügigen Veränderungen



5a–b Box-Plots des linken und rechten Schulterstandwinkels. Graphisch dargestellt sind die Schwankungen der Mittelwerte samt Minima- und Maximawerte der Messzeitpunkte T1 und T2. Zudem sind beide Messzeitpunkte ohne und mit Einlagen dargestellt.

daraufhin, dass der Prozess der Haltungsveränderung durch das sensomotorische System noch andauert und aktiv ist. Die LWS-Beschwerden der Teilnehmer scheinen sich so stark im menschlichen Organismus manifestiert zu haben, dass eine Tragedauer von drei Wochen bei den hier untersuchten Teilnehmern noch nicht ausreicht messtechnische Veränderungen der Oberkörperstatik zu belegen.

Die gruppenspezifischen Eingangswerte der Rückenscannung verdeutlichen die natürliche Schwankungsbreite hin-

sichtlich der individuellen Körperhaltung. Diese wird zwar mittels mehrfachen Messungen, von denen der Mittelwert gebildet wird, versucht statistisch zu reduzieren, aber aufgrund der geringen Teilnehmerzahl in den einzelnen Gruppen sind diese Schwankungen scheinbar zu variabel. Sie scheinen sich auf die Studienergebnisse niederzuschlagen und sich gegenseitig auszugleichen, wodurch keine eindeutigen Resultate zu erkennen sind.

Daher wäre es interessant zu analysieren, wie sich die Absolutwerte der Daten verändern. Bei diesen würden folglich die Vorzeichen, die die Richtung der Veränderung beschreiben, nicht mehr in die Auswertung integriert werden. Es wäre vielmehr nur der Betrag der Daten vorrangig, mit dem die Auswertungen erfolgen würden.

Die Box-Plots der Abbildungen 4 und 5 beinhalten die deskriptive Datenverteilung ausgewählter Parameter und bestätigen ebenfalls, dass zwar Veränderungen eingetreten sind, aber eine Tragedauer der Einlagen von drei Wochen scheinbar nicht ausreicht um statistisch nachweisbare Veränderungen der Oberkörperstatik auszulösen. In einem so kurzen Messzeitraum muss auch von der Compliance der Probanden ausgegangen werden. Sollten die Einlagen nun nicht entsprechend der Anweisungen getragen worden sein, ist dies eine nicht zu vernachlässigende Komponente. Dies gilt für die neurologischen Einlagen genauso wie für die sensomotorischen Einlagen. Zudem erfolgen die Berechnungen immer mit den durchschnittlichen Veränderun-

gen aller Probanden, bei der die individuelle Beeinflussung der Statik eines einzelnen Teilnehmers nicht zu erkennen ist. So können manche Teilnehmer eine gute Verbesserung der Haltung erfahren haben und andere haben keine Auswirkungen eben aufgrund eventuell zu geringer Tragedauer dieser. Dieser Einfluss wirkt sich dann auch auf das Gesamtergebnis aus.

Abgesehen davon zeigen die deskriptiven Veränderungen der Messwerte, die einen Trend einer besseren Körperstatik durch beide Einlagen vermuten lassen, dass einerseits eine Tragedauer von drei Wochen noch nicht ausreicht und der menschliche Organismus mehr Zeit für eine Umstellung des Bewegungsmusters benötigt bis eine Veränderung sichtbar wird und andererseits kann der Einfluss beider Einlagen auf das gesamte muskuläre System belegt werden, welches möglicherweise erst durch eine anschließende, individuelle Korrekturmaßnahme der Einlage (sowohl der neurologischen als auch der sensomotorischen nach Jahrling) zu signifikanten Veränderungen kommen würde. Der dreiwöchige Untersuchungszeitraum wurde jedoch von den Autoren gewählt, um zu gewährleisten, dass keine Korrekturmaßnahmen bei den Probanden beider Einlagengruppen erfolgen, welche wiederum die Messergebnisse beeinflusst hätten.

Außerdem muss bedacht werden, dass je Gruppe ein sehr geringes Probandenkollektiv an dieser Studie teilgenommen hat, welches in weiteren Untersuchungen auf mindestens 20 Teilnehmer je Gruppe erweitert werden müsste. Die großen Differenzen der drei Gruppen bei der Eingangsmessung deuten auch darauf hin, dass die Einschlusskriterien hätten anders formuliert und eine orthopädische Eingangsuntersuchung hätte integriert werden sollen anstelle der alleinigen subjektiven Angaben der Studienteilnehmer. Dass beide Einlagenversorgungen Erfolge bei haltungsbedingten Beschwerden haben, bestätigen beispielsweise Studien oder Fallbeispiele von Jahrling (2000, 2005), Ohlendorf (2010), Schramm A. (2010) oder Schramm J. (2010).

Hier wurde entweder ein anderes Messinstrumentarium, ein längerer Untersuchungszeitraum oder aber andere Beschwerden analysiert. Der Vergleich vorliegender Resultate mit denen anderer Untersuchungen bestätigt ebenfalls die Annahme, dass der Untersuchungszeitraum von drei Wochen zu gering ist,

um Veränderungen in der Oberkörperstatik dokumentieren zu können.

Dennoch bleibt abschließend festzuhalten, dass die sehr geringen statistischen Veränderungen der Körperhaltungen durch Tragen von neurologischen Einlagen beziehungsweise sensomotorischen Einlagen nach Jahrling kein Beleg gegen das Tragen dieser ist zumal keine negativen Resultate eingetreten sind, sondern eher positive Tendenzen erkennbar sind. Es ist vielmehr ein Hinweis auf eine spezifischere Formulierung der Eingangskriterien und eine Verlängerung der Tragedauer. Außerdem ist im Rahmen dieser Untersuchung nur die Oberkörperstatik analysiert worden, dynamische Effekte im Gehverhalten oder aber auch statische Veränderungen der posturalen Kontrolle sind ferner nicht auszuschließen.

Danksagung

Die Autoren danken der Firma Orthopädie Möller (Münster/Deutschland), insbesondere Dr. A. Nagel, und der Firma Footpower (Gießen/Deutschland), insbesondere L. Jahrling, für die Unterstützung an dieser Studie durch die Konstruktion der Einlagen. ■

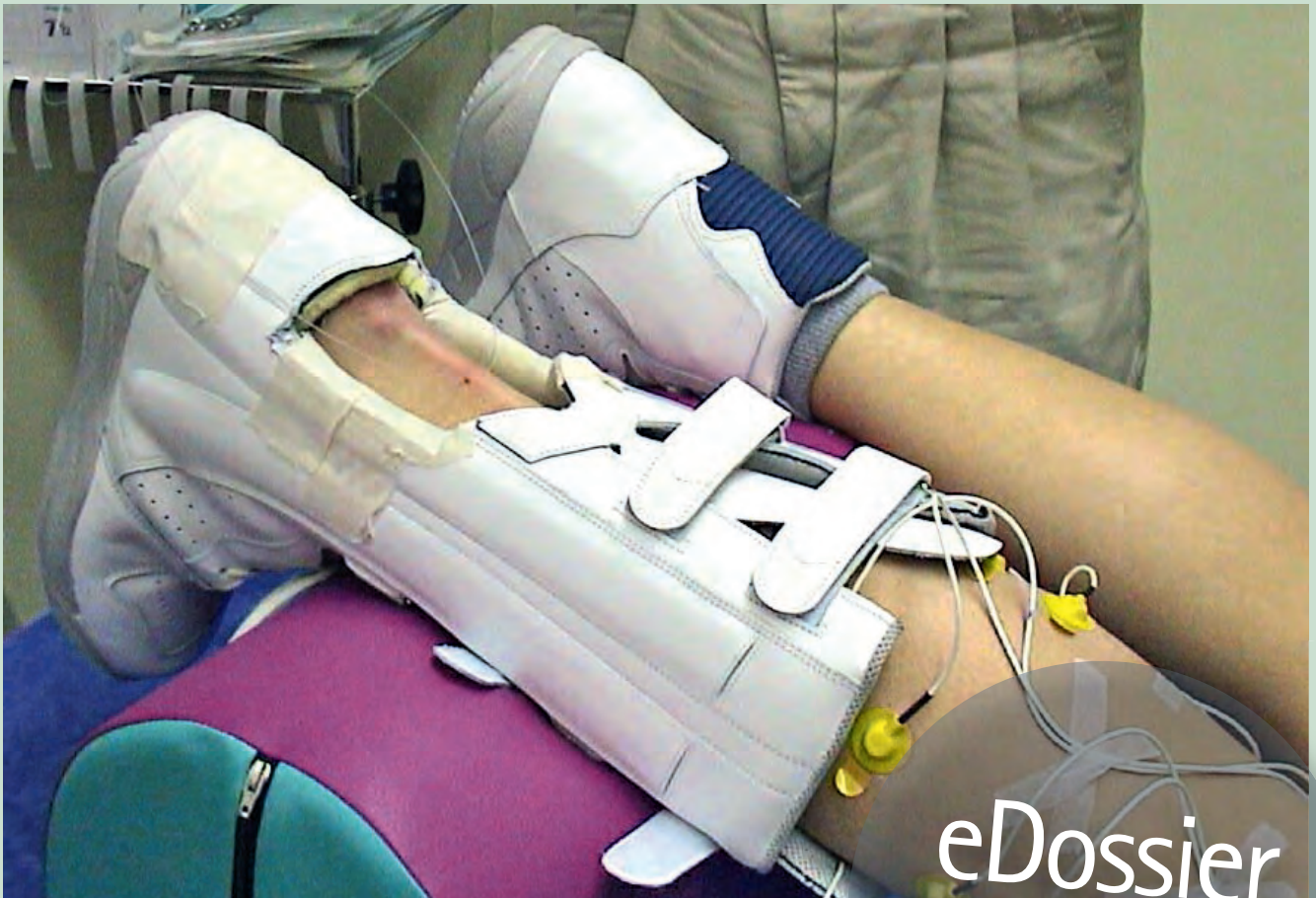
Literatur

- Aich L (2006). Basismodul zur Podo-Ätiologie nach Lydia Aich. Lehr-CD.
- Aich L (2012). PodoÄtiologie nach Aich. <http://www.podoaetiologie.de/>; Zugriff 02.02.2012; 15:18.
- Bourdiol RJ (1980). Pied et statique. Paris: Edition Maisonneuve.
- Bourdiol RJ (2001a). Funktionelle Myologie. Orthopädieschuhtechnik; 7: 14-18.
- Bourdiol RJ (2001b). Funktionelle Myologie. Orthopädieschuhtechnik; 8: 16-25.
- Bourdiol RJ (2001c). Die Fußgewölbe. Orthopädieschuhtechnik; 9: 14-18.
- Bourdiol RJ (2001d). Die Folgen der bevorzugten Lateralität. Orthopädieschuhtechnik; 10: 36-40.
- Bourdiol RJ (2003a). Der gehende Mensch. Orthopädieschuhtechnik; 1+2: 12-17.
- Bourdiol RJ (2003b). Klinisch therapeutische Aspekte der Podoorthesiologie. Orthopädieschuhtechnik; 5: 23-26.
- Burges S, Jordan C, Bartlett R (1997). The influence of a small insert, in the footbed of a shoe, upon plantar pressure distribution. Clinical Biomechanics; 3: 5-6.
- Bus SA, Ulbrecht JS, Cavanagh PR (2004). Pressure relief and load redistribution by custom-made insoles in diabetic patients with neuropathy and foot deformity. Clinical Biomechanics; 6: 629-638.
- Chen WP, Ju CW, Tang FT (2003). Effects of total contact insoles on the plantar stress redistribution: a finite element analysis. Clinical Biomechanics; 6: 17-14.
- Corbin DM, Hart JM, McKeon PO, Ingersoll CD, Hertel J (2007). The effect of textured insoles on postural control in double and single limb stance. Journal of Sports Rehabilitation; 4:363-72.
- Crenshaw SJ, Pollo FE, Calton EF (2000). Effects of Lateral-Wedged Insoles on Kinetics at the Knee. Clinical Orthopaedics & Related Research; 375: 185-192.
- Genova JM, Gross MT (2000). Effect of foot orthotics on calcaneal eversion during standing and treadmill walking for subjects with abnormal pronation. The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy; 11: 664-675.
- Gravano S, Ivanenko YP, Maccioni G, Macellari V, Poppele RE, Lacquaniti F (2011). A novel approach to mechanical foot stimulation during human locomotion under body weight support. Human Movement Science; 2:352-67.
- Jahrling L (2000). Propriozeptive Einlagen für Spastiker. Sonderheft Propriozeption. Orthopädieschuhtechnik; 52-54.
- Jahrling L (2005). Beeinflussung sensomotorischer Fähigkeiten durch Einlagenversorgung. Orthopädie-Technik. Sonderdruck; 7.
- Jahrling L, Rockenfeller B (2006): Sensorische Einlagenversorgung: Aktio gleich Reaktio. Sonderheft Sensormotorik. Orthopädieschuhtechnik; 50-55.
- Ohlendorf D (2010). Mit Einlegesohlen die Körperstatik verbessern. Extracta Orthopaedica 2010;1; 8-10
- Riemann BL, Lephart SM (2002a). The Sensorimotor System, Part I: The Physiologic Basis of Functional Joint Stability. Journal of Athletic Training; 1: 71-79.
- Riemann BL, Lephart SM (2002b). The Sensorimotor System, Part II: The Role of Proprioception in Motor Control and Functional Joint Stability. Journal of Athletic Training; 1: 80-84.
- Sahar T, Cohen MJ, Uval-Ne'eman V, Kandel L, Odebiyi DO, Lev I, Brezis M, Lahad A (2009). Insoles for prevention and treatment of back pain: a systematic review within the framework of the Cochrane Collaboration Back Review Group; 9: 924-33.
- Schallmey W, ter Harmsel I (2006). Skript Basiskurs Podo-Orthesiologie. Lehrinstitut. Warendorf.
- Schombourg ED (1990). Spinal sensorimotorsystems and their supraspinal control. Neuroscience Research; 4:265-340.
- Schramm A (2010). Empirische Untersuchung zur podo-ätiologischen Einflussnahme auf funktionelle Asymmetrien des menschlichen Körpers (eine Längsschnittuntersuchung bei Frauen und Männern ab dem 51sten Lebensjahr). München: Dissertation.
- Schramm J (2010). Empirische Untersuchung zur propriozeptiven Beeinflussung der Körperstatik (eine Längsschnittuntersuchung bei 20 bis 50jährigen Frauen und Männern). München: Dissertation.
- Shabat S, Gefen T, Nyska M, Folman Y, Gebstein R (2005). The effect of insoles on the incidence and severity of low back pain among workers whose job involves long-distance walking. European Spine Journal; 6: 546-550.

Orthopädie

Zeitschrift für Prävention und Rehabilitation

schuhtechnik



eDossier
www.ostechnik.de

Sensomotorik

Teil 4 Orthesen und Bandagen

Orthesen, Bandagen

Dynamische Sprunggelenk-Fußorthesen
oder konventionelle Unterschenkelorthesen?

Brunner, Romkes, Glauser, Reinhard, Ruepp

OST SONDERHEFT PROPRIOZEPTION 2000

Welches Hilfsmittel für welche Bewegungsstörung?

Reinald Brunner

OST SONDERHEFT PROPRIOZEPTION 2000

Stabilisierungshilfen am Sprunggelenk
und Propriozeption

Hirschmann, Lohrer

OST SONDERHEFT PROPRIOZEPTION 2000

Grundlagen der Sensomotorik
am Sprunggelenk

Lohrer, Alt, Gollhofer, Gruber

ORTHOPÄDIESCHUHTECHNIK 6/2004

Messmethoden, die nicht jeder hat

Annette Switala

ORTHOPÄDIESCHUHTECHNIK 5/2010

Dynamische Sprunggelenk-Fußorthesen oder konventionelle Unterschenkelorthesen?

R. Brunner, J. Romkes, T. Glauser, A. Reinhard, T. Ruepp: *Dynamische Fußorthesen (dynamic Ankle Foot Orthosis) nach Nancy Hylton wurden in jüngster Zeit vermehrt zur Korrektur des Spitzfußganges bei Patienten mit spastischer Zerebralparese eingesetzt. In einer Gangstudie, über deren erste Ergebnisse hier berichtet wird, wurde untersucht, wie wirksam diese knöchelhohen Orthesen mit einem speziell zur sensorischen Stimulation geformten Fußbett gegenüber konventionellen Unterschenkelorthesen sind.*

Bei Patienten mit spastischer Zerebralparese ist die Gehfähigkeit praktisch immer beeinträchtigt. Das Ausmaß schwankt zwischen leicht abnormen Gangmustern bis hin zur völligen Gehunfähigkeit. Patienten mit Hemiparese erlernen das Gehen in der Regel, wenn auch etwas verzögert. Eine große Palette von Hilfsmitteln dient – neben operativen Eingriffen und heute auch der Injektion von Botulinumtoxin A – der Verbesserung der Gehfunktion. Dabei wird in erster Linie auf das abnormale Gangbild abgezielt. Viele Patien-

ten setzen den Fuß des betroffenen Beines mit den Zehen zuerst auf. Dieses Gangbild wird als Spitzfußgang bezeichnet. Das spitzfüßige Aufsetzen des Fußes führt zu einer übermäßig hohen Bremskraft und damit zu einer vermehrten Belastung des Bewegungsapparates sowie zu einem vermehrten Energieverbrauch.

Die Korrektur dieses Spitzfußganges zielt auf das Erreichen eines physiologischen Fersen-Ballen-Ganges ab. Durch das physiologische Abrollen wird die übermäßige Bremskraft beim Aufsetzen des Fußes reduziert und die Gehleistung verbessert. Seit Jahren werden zur Korrektur des Gangbildes funktionelle Unterschenkelorthesen eingesetzt (1, 5, 8). Durch das Einbringen von Beweglichkeit in die früher steife Orthesenkonstruktion konnte eine bessere Dynamik und ein dem Normalen besser angenähertes Gangbild erreicht werden (2, 9). Allerdings werden diese Orthesen bis unter das Knie hochgezogen. Immer wieder stand diesen hohen Orthesen der Wunsch der Patienten nach kürzeren Versorgungen entgegen. In neuerer Zeit wurde dieser Forderung

vermehrt nachgegeben, da die Lösung in Form der dAFO's (dynamic ankle foot orthoses) in der Art, wie sie von Nancy Hylton beschrieben wurden, gefunden schien. Diese neuartigen Orthesen sind knöchelhoch und weisen ein speziell zur sensorischen Stimulation geformtes Fußbett auf.

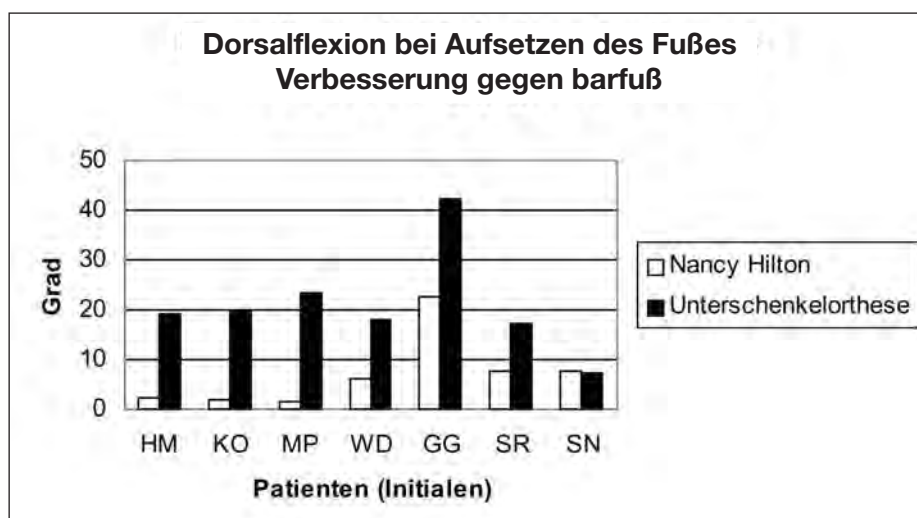
Die Studie, über deren erste Ergebnisse hier berichtet wird, hat zum Ziel, die Wirkung konventioneller teilbeweglicher Unterschenkelorthesen und dAFO's mit dem Barfußgang zu vergleichen. Damit soll der Indikationsbereich der dAFO's im Spektrum der Orthesentypen bestimmt werden.

Patienten und Methode

Bisher wurden 7 Patienten (5 Knaben, 2 Mädchen) mit spastischer Hemiparese im Alter von durchschnittlich 12.4 Jahren (7.3 bis 22.8 Jahre) untersucht. 4-mal war die linke, 3-mal die rechte Seite betroffen. Alle Patienten erhielten gleichzeitig eine konventionelle Unterschenkelorthese mit Plantarflexionsperre und freier Dorsalflexion (s. Abb. 3, S. 51) sowie eine dAFO nach Nancy-Hylton (s. Abb. 2, S. 50) von 3 verschiedenen Orthopädietechnikern.

Die Patienten wurden mit Hilfe der instrumentierten Ganganalyse untersucht. Es wurde neben einer Videoaufzeichnung die Analyse der Kinematik (VICON 370, 6 Kameras, Oxford Metrics Ltd., Oxford, UK) und der Kinetik (2 Kistler Kraftmessplatten, Kistler Instrumente AG, Winterthur, Schweiz) vorgenommen. Die Patienten gingen barfuß, mit der konventionellen Unterschenkelorthese und der dAFO mit selbst gewählter Geschwindigkeit. Jedes Mal wurden mindestens 6 Schritte ausgewertet.

In erster Linie war die Potenz des Hilfsmittels zur Korrektur des Spitzfußganges von Interesse. Aus diesem Grund wurde die Videoaufzeichnung im Moment des Aufsetzens des Fußes gehalten und die Art des Aufsetzens des



3 Verbesserung der Dorsalflexion beim Aufsetzen des Fußes, Orthesentyp gegen barfuß.

Fersenballengang			
	barfuß	dAFO	konventionelle Unterschenkelorthese
n Patienten	0	2	7

Tabelle 1

dAFO (dynamic ankle foot orthosis) nach Nancy Hylton

Fußes bestimmt. Daneben wurde aus den Daten der Kinematikanalyse der Winkel zwischen Fuß und Unterschenkel in diesem Moment extrahiert. Diese Daten wurden für jeden einzelnen Patienten verglichen. Zur Berechnung der statistischen Signifikanz diente der gepaarte t-Test ($p < 0.05$).

Resultate

Videoaufzeichnung

Barfuß war ein Fersen-Ballen-Gang bei einer Patientin knapp und unregelmäßig vorhanden. Mit der dAFO wiesen 2 Patienten einen Fersen-Ballen-Gang auf, während mit der konventionellen Unterschenkelorthese in jedem Fall ein Fersen-Ballen-Gang erreicht wurde ($p = 0.0073$) (Tab. 1).

Kinematikdaten

Die Fußstellung beim Aufsetzen konnte mit der dAFO bei 4/7 und mit der konventionellen Unterschenkelorthese bei

7/7 Patienten gebessert werden. Die Verbesserung betrug mit der dAFO durchschnittlich 7.15° ($1.5^\circ - 22.6^\circ$) Dorsalflexion, mit der konventionellen Unterschenkelorthese aber 21.17° ($7.4^\circ - 42.5^\circ$) ($p = 0.014$) (Tab. 2 und Abb. 1).

Diskussion

Patienten mit spastischer zerebraler Hemiparese weisen häufig ein spitzfüßiges Gangbild auf. Das Ziel der Behandlung dieses Gangbildes liegt im Erreichen eines physiologischen Fersen-Ballen-Ganges. Hierzu können funktionelle Unterschenkelorthesen eingesetzt werden (1, 3, 5, 7, 8). Sie eignen sich besonders gut, wenn sie beweglich konstruiert sind und dadurch ein Abrollen des Fußes ermöglichen. Allerdings muss die Plantarflexion blockiert werden, um einer Spitzfußstellung entgegenzuwirken (2, 9). Kurze knöchelhohe Orthesen, als dAFO's (dynamic ankle foot or-

thosen) bezeichnet, werden heute immer häufiger als Alternative eingesetzt (6). Sie werden von den Patienten leichter akzeptiert, da sie wegen der geringeren Höhe weniger auffallen. Sie werden oft mit einem sensorisch stimulierenden Fußbett nach Nancy-Hylton angefertigt, welches ihre Wirksamkeit verbessern soll.

Die – wenn auch erst vorläufigen – Daten der vorliegenden Studie belegen, dass die Verbesserung der Fußstellung durch die dAFO's nicht genügt, um das Therapieziel des physiologischen Fersen-Ballen-Ganges mit physiologischem Abrollen des Fußes zu erreichen. Mit funktionellen Unterschenkelorthesen, bei denen die Plantarflexion blockiert, die Dorsalflexion jedoch freigelassen wird, ist die Verbesserung der Fußstellung ausgeprägter. Bei den Patienten in der Studie ließ sich in jedem Fall ein Fersen-Ballen-Gang erreichen.

Diese Ergebnisse lassen folgenden Schluss zu: Das Hilfsmittel nützt dem Patienten mit Zerebralparese dann am besten, wenn es die Kontrolle über diejenigen Gelenke übernimmt, die er nicht selbst kontrollieren kann. Die Kontrolle über die Gelenke in den Füßen ist in den allermeisten Fällen eingeschränkt, wie die grosse Zahl von Fuß-

Tabelle 2

Initialen	Dorsalflexion bei Aufsetzen des Fußes	Durchschnitt über 6 Schritte	Standardabweichung	Unterschied zu barfuss	Statistik (gepaarter t-Test) P =
HM	barfuß dAFO konventionelle Unterschenkelorthese	-17,93477778 -15,695875 1,324	1,5524 2,83640625 0,925142857	2,2 19,3	0,13104 0,00000 barfuß vs. dAFO barfuß vs. konv. US-Orthese
KO	barfuß dAFO konventionelle Unterschenkelorthese	-11,27422222 -9,14425 8,811111111	1,75424 0,8791875 0,873234568	2,1 20,1	0,00434 0,00000 barfuß vs. dAFO barfuß vs. konv. US-Orthese
MP	barfuß dAFO konventionelle Unterschenkelorthese	-17,19614286 -15,647875 6,321714286	2,002979592 1,04940625 0,749755102	1,5 23,5	0,31818 0,00000 barfuß vs. dAFO barfuß vs. konv. US-Orthese
WD	barfuß dAFO konventionelle Unterschenkelorthese	-14,76416667 -8,496833333 3,296333333	2,701888889 3,0165 0,330066667	6,3 18,1	0,07753 0,00008 barfuß vs. dAFO barfuß vs. konv. US-Orthese
GG	barfuß dAFO konventionelle Unterschenkelorthese	-44,837375 -22,22575 2,295444444	6,10721875 3,7054375 1,363259259	22,6 42,5	0,00044 0,00000 barfuß vs. dAFO barfuß vs. konv. US-Orthese
SR	barfuß dAFO konventionelle Unterschenkelorthese	-15,504875 -7,72725 1,795555556	0,93559375 0,5093125 0,357728395	7,8 17,3	0,00000 0,00000 barfuß vs. dAFO barfuß vs. konv. US-Orthese
SM	barfuß dAFO konventionelle Unterschenkelorthese	-4,412166667 -3,158166667 3,025571429	0,864888889 1,151777778 1,002204082	7,6 7,4	0,00022 0,00008 barfuß vs. dAFO barfuß vs. konv. US-Orthese

deformitäten bei diesen Patienten beweist. Die Füße lassen sich mit dAFO's und mit Unterschenkelorthesen gerade halten. Patienten mit Spitzfußstellung im Moment des Aufsetzens des Fußes, wie die Patienten in der vorliegenden Studie, können zudem auch ihre Sprunggelenke nicht oder nur ungenügend kontrollieren. In diesen Fällen muss das Hilfsmittel auch diese Gelenke einbeziehen. Aus der konservativen Behandlung von Malleolarfrakturen ist bekannt, dass zur Ruhigstellung ein langer Hebelarm notwendig ist, der den ganzen Fuß auf der einen Seite und den Unterschenkel auf der anderen Seite umfassen muss. Es erstaunt deshalb wenig, dass sich mit einer Orthese mit kurzem Schaft wie der dAFO die Gegend der Sprunggelenke nicht zuverlässig kontrollieren lässt, und dass ein hoher Schaft bis an den proximalen Unterschenkel wie bei der funktionellen konventionellen Unterschenkelorthese notwendig ist. Die sensorisch stimulierende Fußbettung, die in die dAFO eingebaut ist, bessert nachgewiesenermaßen das Gehen (4). Sie genügt dage-

gen nicht, um die Nachteile des zu kurzen Schaftes aufzuwiegen.

Andererseits ist eine gute, weitgehend normale Funktion des Kniegelenkes Voraussetzung für die Normalisierung des Gangbildes durch dynamische Unterschenkelorthesen. Eine oft bestehende Beeinträchtigung der Kinematik des Kniegelenkes ist die Flexionsstellung beim Aufsetzen des Fußes, die auch alleine zu einem spitzfüßigen Gangbild führen kann. In diesem Fall kann mit der Korrektur der Fußstellung wie mit einer funktionellen Unterschenkelorthese ein Fersen-Ballen-Gang nicht erwartet werden.】

● ● **Anschrift des Verfassers:**

*PD Dr. Reinald Brunner
Leitender Arzt der
Neuro-Orthopädischen Abteilung
Universitäts-Kinderspital
beider Basel
Postfach
CH-4005 Basel*

Literatur

- 1 Baumann J.U. „Orthesen bei zerebralen Bewegungsstörungen“ In: Die Behandlung der infantilen Zerebralparese (Hrsg. Niethard, Carstens, Döderlein), 102 – 104, Georg Thieme Verlag Stuttgart – New York (1994)
- 2 Brunner R, Meier G, Ruepp T. Comparison of a stiff and a spring-type ankle-foot orthosis to improve gait in spastic hemiplegic children. J Pediatr Orthop, 1998, 18: 719 – 726
- 3 Burdett RG, Borello-France D, Blatchly C, Potter C. Gait comparison of subjects with hemiplegia walking unbraced, with ankle-foot orthosis, and with Air-Stirrup brace. Phys Ther, 1988, 68: 1197 – 203
- 4 Diamond MF, Ottenbacher KJ: Effect of a tone-inhibiting dynamic ankle-foot orthosis on stride characteristics of an adult with hemiparesis. Phys Ther, 1990, 70: 423 – 30
- 5 Lehmann JF. Push-off and propulsion of the body in normal and abnormal gait. Correction by ankle-foot-orthosis. Clin Orthop Rel Res 1993, 288, 97 – 108
- 6 Radtka SA, Skinner SR, Dixon DM, Johanson ME: A comparison of gait with solid, dynamic, and no ankle-foot orthoses in children with spastic cerebral palsy. [published erratum appears in Phys Ther 1998 Feb; 78(2):222-4] Phys Ther, 1997, 77: 395 – 409
- 7 Rosenthal RK. The use of orthotics in foot and ankle problems in cerebral palsy. Foot Ankle, 1984, 4: 195 – 200
- 8 Rosenthal RK: The use of orthotics in foot and ankle problems in cerebral palsy. Foot Ankle, 1984, 4: 195 – 200
- 9 Wilson H, Haideri N, Song K, Telford D: Ankle-foot orthoses for preambulatory children with spastic diplegia. J Pediatr Orthop, 1997, 17: 370 – 6

Welches Hilfsmittel für welche Bewegungsstörung?

Reinald Brunner: *Nur eine differenzierte Indikationsstellung erlaubt eine optimale Versorgung des Patienten mit seinen spezifischen Problemen und Anforderungen. Das Ziel der Versorgung, die Funktion mit einer möglichst einfachen und kleinen Orthese zu ermöglichen, lässt sich nur über eine Analyse der vorhandenen Defizite erreichen.*

Um eine Gangstörung zu beheben oder wenigstens zu mildern, können sehr unterschiedliche Hilfsmittel zum Einsatz kommen. Diese Hilfsmittel bestehen aus einer einfachen Einlage, einer Schuhzurichtung bestehend aus Fußbettung und Schaftverstärkung, einer Fußorthese, den Typ Nancy-Hilton eingeschlossen, verschiedene Unterschenkelorthesen, Orthesen mit Überbrückung des Kniegelenkes. Diese verschiedenen Hilfsmittel dürfen aber nicht als alternativ und untereinander austauschbar angesehen werden, sie konkurrieren auch nicht miteinander. Jedes Hilfsmittel in der einzel-

nen Ausführung hat seine spezifische Indikation und seinen Platz im Behandlungsplan. Die folgende Ausführung soll die einzelnen Indikationsgebiete ausleuchten und helfen, sich im Wald der verschiedenen Hilfsmittel zurechtzufinden.

Jedes Hilfsmittel übernimmt eine oder mehrere Funktionen, die der Patient nicht selbst erfüllen kann. Für die Wahl des Hilfsmittel ist deshalb eine umfassende Analyse des funktionellen Defizits eines Patienten ausschlaggebend. Es muss deshalb abgeklärt werden, welche Funktionen das Hilfsmittel übernehmen muss.

Einlagen

Eine einfache Schuheinlage bettet den Fuß. Durch Anbringen entsprechender Abstützungen kann die Position des Fußes und seine Form beeinflusst werden (Abb. 1). Für den Patienten entfällt die Notwendigkeit, sein Fußskelett unter Belastung mit den langen und kurzen Fußmuskeln zu kontrollieren und die Wölbungen aufrechtzuerhalten. Allerdings wirkt eine derartige Einlage, wie immer sie geformt sein mag, nur unter Belastung.

Beim Gehen haben Einlagen keinen Effekt. Nicht selten knickt der Fuß trotz korrekter Formgebung über der Einlage ab, die dadurch ihre Wirkung verliert. Der Grund hierfür liegt im weichen Aufbau moderner Schuhe, die unter Belastung nachgeben. In diesen Fällen muss der Schaft des Schuhs bis weit nach vorne verstärkt werden, um ausreichenden Halt sicherzustellen. Bei starken Kräften bleiben diese Maßnahmen aber ungenügend und eine stabile Fassung des Fußes wird notwendig.

Fußorthesen

Dieses Ziel lässt sich mit einer Fußorthese erreichen. Grundsätzlich sind hier verschiedene Modellertechniken möglich: Ein konventioneller Gipsabdruck kann als Basis dienen oder die Modellnahme kann nach der Technik von Nancy-Hilton erfolgen (Abb. 2). In jedem Fall muss der Fuß aber aufgerichtet wer-

den und in der korrigierten Stellung gehalten werden.

Diese Orthesen stabilisieren den Fuß in der gewünschten Stellung und für den Patienten entfällt die Notwendigkeit, seine Wölbungen aufzurichten und unter Belastung zu halten. Weil Fußorthesen Eversion/Inversion nur schlecht und Dorsal-/Plantarflexion nicht kontrollieren können, ist eine aktive Kontrolle des Patienten über den Rückfuß Voraussetzung für den Einsatz dieses Orthesentyps.

Unterschenkelorthese mit Gelenk

Eine dynamische Instabilität im Rückfuß bezüglich Inversion/Eversion erfordert eine Überbrückung der Sprunggelenke, das heißt einen Hebelarm, der bis zum Unterschenkel reicht. Je schlechter die dynamische Kontrolle des Patienten ausgebildet ist, umso länger muss dieser Hebelarm sein, er kann im Sinne einer Unterschenkelorthese bis an den proximalen Unterschenkel reichen. Wenn der Patient aber die Dorsal-/Plantarflexionsbewegung selbst kontrollieren kann, ist der Einbau eines frei beweglichen Sprunggelenkes möglich (Abb. 3).

Unterschenkelorthese mit teilweiser Bewegungseinschränkung

Sehr oft besteht aber neben einer Fußdeformität auch eine funktionelle Fehlstellung im Sprunggelenk im Sinne eines Fall- oder Spitzfußes, was anzeigt, dass auch das obere Sprunggelenk funktionell ungenügend kontrolliert wird. In diesen Fällen muss die Orthese auch diese Funktion übernehmen. Die Konstruktion der Unterschenkelorthese kann jetzt aber von Spannung und Länge des M. triceps surae abhängig gemacht werden. Dieser Muskel hält den Unterschenkel im Stehen senkrecht und bremst in der Standphase beim Gehen die Vorwärtsbewegung des Unterschenkels über dem Fuß, der am Boden fest aufliegt. Dadurch wird das Kniegelenk über den Aufbau eines Extensionsmomentes indirekt gestreckt.

Ist der Muskel schwach oder zu lang,



1 Einlage



2 Nancy-Hilton-Fußorthese

3 AFO mit Gelenk

4 AFO mit Feder

5 AFO steif



stellt sich der Unterschenkel in Vorlage und das Kniegelenk muss kompensatorisch mit dem M. quadriceps femoris stabilisiert werden. Folglich ist der M. triceps surae weniger ein Plantarflexor als ein Stabilisator gegen die Dorsalflexion. Aus diesen Überlegungen lassen sich Folgerungen für die Konstruktion der Orthese ableiten:

Ist der M. triceps surae kurz oder reagiert er spastisch, so muss die Plantarflexion durch die Orthese kontrolliert werden, während die Kontrolle über die Dorsalflexion dem Muskel überlassen werden kann. In diesem Fall kann also eine Unterschenkelorthese mit Plantarflexionssperre, aber freier Dorsalflexion, eingesetzt werden (Abb. 4). Ist ein struktureller Spitzfuß vorhanden, muss der Fuß aber in dieser Spitzfußstellung gebettet werden, die Dorsalflexion bleibt frei. Solange der Unterschenkel senkrecht gestellt werden kann und die Ferse abgestützt wird, ist eine Spitzfußstellung von untergeordneter Bedeutung.

Besteht ein Fallfuß mit guter Funktion des M. triceps surae (zum Beispiel bei einer Peroneusparese), muss die Orthese die fehlende Fußheberfunktion ersetzen. In diesen Fällen ist eine Feder, gegen die eine aktive Plantarflexionsbewegung möglich ist, geeignet. Ist dagegen die Funktion des M. triceps surae eingeschränkt (zum Beispiel bei Spina bifida), muss die Orthese auch den Verlust an Funktion dieses Muskels auffangen. Die Orthese muss jetzt den Fuß federnd heben und blockieren, damit das physiologischerweise vorhandene Extensionsmoment aufgebaut werden kann. Es verbietet sich eine Dorsalflexion von mehr als 5°, sofern der Schuh keinen Absatz aufweist (Typ Fer-

rari). Ja nach Absatzhöhe muss die Dorsalflexion jedoch noch weiter eingeschränkt werden.

Steife Unterschenkelorthese

Muss die Orthese alle Bewegungen in den Fuß- und Sprunggelenken kontrollieren (zum Beispiel bei vielen Patienten mit spastischer Tetraparese), ist eine steife Unterschenkelorthese erforderlich (Abb. 5). Auch diese Orthese kann den Fuß in Spitzfußstellung gebettet halten, wenn das Fußskelett nur durch diese Position vor Subluxationsstellungen im Rückfuß wie bei extremen Abduktionsknick- oder Klumpfuß bewahrt werden kann.

Kniegelenk

Damit das physiologische Extensionsmoment im Knie, das die Belastung des Kniestreckapparates reduziert, aufgebaut werden kann, muss das Knie eine volle Extensionsfähigkeit aufweisen und der Unterschenkel senkrecht gestellt werden. Zum Gehen auf ebenem Boden muss dazu der Unterschenkel gegenüber dem Boden senkrecht eingestellt werden. Die Stellung des Fußes gegenüber dem Unterschenkel ist wesentlich weniger wichtig.

Vor allem bei Patienten mit spastischen Bewegungsstörungen kann aber trotz korrekter Orthesenkonstruktion ein Spitzfußgang weiter bestehen. In diesen Fällen darf die Ursache nicht in der Fußstellung gesucht werden, sondern in der zu starken Knieflexion im Moment des Aufsetzens des Fußes. Meistens gelingt es bei diesen Patienten nicht, das Extensionsmoment über die Unterschenkelorthese aufzubauen, sondern die Orthese, die die Dorsalfle-

xion blockiert, behindert funktionell zusätzlich. Zur Verbesserung der Funktion muss das Sprunggelenk bezüglich Dorsalflexion frei gegeben und die Knieextension in der Schwungphase verbessert werden. Wird aber auch auf die Plantarflexionssperre verzichtet (wie bei der Fußorthese, zum Beispiel Nancy-Hilton), wird der Plantarflexionskontraktur nicht mehr entgegengewirkt, mit der Gefahr einer Kontraktur des M. triceps surae.

Diese differenzierte Indikationsstellung der verschiedenen Orthesentypen erlaubt eine optimale Versorgung des individuellen Patienten mit seinen spezifischen Problemen und Anforderungen. Das Ziel der Versorgung, dem Patienten die gewünschte Funktion mit einer möglichst einfachen und kleinen Orthese zu ermöglichen, lässt sich nur über eine Analyse der vorhandenen Defizite erreichen. Auch die Diskussion über die erforderliche Länge der Orthese wird auf eine rationale Basis gestellt: Ein Schaft ist notwendig, wenn die Kontrolle über die Funktion des Fußes einen Hebelarm erfordert. Die verschiedenen Orthesentypen verstehen sich bezüglich Ausführung und Höhe nicht mehr als Konkurrenten, sondern können nach klaren Kriterien eingesetzt werden.]

Anschrift des Verfassers:

PD Dr. Reinald Brunner
Leitender Arzt der Neuro-Orthopädischen Abteilung Universitäts-Kinderhospital beider Basel
Postfach
CH-4005 Basel

*Quelle: „Physiotherapie“, Fach- und Verbandszeitschrift des Schweizerischen Physiotherapeuten-Verbandes; 8/2000.

Stabilisierungshilfen am Sprunggelenk und Propriozeption

Michael Hirschmann, Heinz Lohrer:
Wie wirken äußere Stabilisierungshilfen am Sprunggelenk? Neuere Untersuchungen haben gezeigt, dass ein effektiver Schutz vor einem Umknick-Trauma am Sprunggelenk nur durch eine Mischung aus hoher reflektorischer, neuromuskulärer Aktivität sowie niedrigen Gelenkwinkel und Winkelgeschwindigkeiten in der Instabilitätsrichtung zu erzielen ist.

Unter Propriozeption versteht man die Wahrnehmung des eigenen Körpers hinsichtlich der Lage und Stellung (Positionssinn), der Bewegung (Kinästhesie) und der Kraftentwicklung (Kraftsinn) an den Gelenken. Die Propriozeption stellt damit einen Teilaspekt der Sensorik dar. Die Sensoren dieser Tiefensensibilität befinden sich in den Gelenkstrukturen, den Sehnen, den Bändern, den gelenkbeteiligten Muskeln und der epiarthral gelegenen Haut. Funktionell gehören sie zur Gruppe der Mechanorezeptoren. Je nach Rezeptorantwort lassen sich phasische, tonische oder gemischte (proportional-differential) Fühler unterscheiden.

In der internationalen Literatur der letzten Jahre finden sich zahlreiche Studien zur Biomechanik, Anatomie, Neurophysiologie und Histologie, die sich mit propriozeptiven Fragestellungen im Allgemeinen beschäftigen (Jones LA 1988, Kaplan et al. 1985, Schmidt et al. 1993, Gray GW 1986). Über die Propriozeption am Sprunggelenk im Speziellen existieren im Vergleich dazu nur wenige wissenschaftliche Abhandlungen.

So kommt es, dass von den Herstellern orthopädischer Hilfsmittel zahlreichen Stabilisierungshilfen am Sprunggelenk neben der rein mechanischen eine propriozeptive Aktivierung, das heißt eine Verbesserung der reflektorischen muskulären Sicherung des Gelenkes, zugeschrieben wird. Aufgrund dieser Annahme einer Kombination me-

chanischer und neuromuskulärer Effekte am Gelenk werden Stabilschuhe, Innenschuorthesen, Tapes und Bandagen mit Nachdruck zur Prävention, funktionellen Therapie oder Rehabilitation lateraler Kapselbandrupturen am Sprunggelenk empfohlen. Viele Arbeiten der letzten Jahre scheinen diese These bestätigen zu können (Alt et al. 1996, Jerosch et al. 1995, Feuerbach et al. 1994, Guskiewicz et al. 1996, Lohrer et al. 1996, Scheuffelen et al. 1993).

Allerdings bedürfen diese Studienaussagen einer weitergehenden und objektivierbaren Prüfung.

Prinzipien der Gelenkstabilisierung

Grundsätzlich lassen sich zwei Formen der Gelenkstabilisierung unterscheiden: Externe und interne Gelenkstabilisation.

– Externe Mechanismen sichern das Gelenk von außen gegen unphysiologische Bewegungen. Verwendung am Sprunggelenk finden hierzu Orthesen, Bandagen, Tapeverbände und Stabilschuhe.

– Als interne Mechanismen fasst man die kapsulär-ligamentäre Sicherung und Führung der Gelenke, den kongruenten, passgenauen Schluss der Gelenke und die aktive Stabilisation der Gelenke durch Muskel und Sehnen zusammen. Der propriozeptiven Gelenksicherung lassen sich lediglich die aktiven Elemente, das bedeutet die afferenten Systeme aus Gelenkkapsel und Bändern und der efferente Schenkel über Muskel und Sehne, zuordnen.

Morphologische Korrelate der Propriozeption im Sprunggelenk

Wyke und Freeman (1972) klassifizierten in einer Studie an Katzen vier Typen von Mechanorezeptoren. Michelson und Hutchins et al. (1995) wiesen in einer Kadaver-Studie mechanorezeptive Sensoren an den Außenbändern des Sprunggelenks nach und postulierten diese als morphologische Korrelate der Propriozeption. Die Mechanosensoren liegen innerhalb des ligamentären Gewebes in kleinen, fibrösen Septen, die

Typ	Form	Nerv	Physiologie	Vorkommen am Sprunggelenk
I	Dünn umkapselte, globuläre Körper, in Clustern von 3–6	Klein und myelinisiert	Geringe Schwelle; langsam adaptierend, statische und dynamische Eigenschaften	unregelmäßig
II	Dick umkapselte, Körper in Clustern von 2–4	Mittelgroß und myelinisiert	Geringe Schwelle, schnell adaptierend, dynamische Eigenschaften	Stark ausgeprägt
III	Dünn umkapselte, fusiforme Körper	Groß und myelinisiert	Hohe Schwelle, langsam adaptierend, dynamisch	Stark ausgeprägt
IV	Plexus und freie Nervenendigungen	Sehr klein und myelinisiert	Hohe Schwelle, Schmerzrezeptoren	Nicht vorhanden

Tabelle 1 Klassifikation der artikulären Mechanorezeptoren, verändert nach Wyke (1972), Michelson und Hutchins (1995).

Hersteller	Produkt	Typus	Bezeichnung	Studie
Aircast	Ankle Brace®	Orthese	„Aircast“	Alt et al. (1998)
Beiersdorf	Tricodur Tarso®	Orthese	„Tricodur Tarso“	Alt et al. (1998)
Beiersdorf	Leukotape®	Tape	„Leukotape“	Alt et al. (1998)
Beiersdorf	Futuro®	Bandage	„Futuro“	Gollhofer et al. (2000)
Sporlastic	Fibulo-Tape-Knöchelspitze®	Bandage	„Fibulo-Tape“	Alt et al. (1998)

Tabelle 2

Stabilisierungshilfe	Tricodur Tarso	Aircast	Fibulo-Tape	Leuko-tape	Futuro-Bandage
Neuromuskulärer Quotient (PAR)	8,0	2,5	1,3	1,1	1,4

Tabelle 3

parallel zu den Fasern des Bandes verlaufen.

Im Unterschied zu Wyke und Freeman konnten keine Typ-IV-Rezeptoren gefunden werden. Reichlich ausgeprägt waren hingegen Rezeptoren der Klasse II und III. Typ-I-Rezeptoren zeigen sich nur wenige in den Sprunggelenkbändern.

Welche Funktion lässt sich den Mechanosensoren der gefundenen Typen zuordnen?

- Typ-I-Rezeptoren scheinen für die Übermittlung von statischen Positions-Informationen, also dem Haltungssinn, verantwortlich zu sein.
- Typ-II-Rezeptoren, die den Bewegungsbeginn registrieren können, wird eine Bedeutung zu Beginn des Umknickens zugeschrieben.
- Typ-III-Rezeptoren warnen das zentrale Nervensystem vor drohender Gefahr am Sprunggelenk, indem sie sich bei extremen Bewegungsausmaßen aktiv zeigen (s. Tabelle 1).

Anforderungen an Stabilisierungshilfen

Renström et al. (1993), Rasmussen et al. (1983) und Hollis et al. (1995) zeigten, dass bei einem sprunggelenk-typischen Inversions- oder Supinationstrauma in großer Mehrzahl die lateralen Kapselbandstrukturen in Mitleidenschaft gezogen werden. Ein

effektiver Schutz vor einem Umknick-Trauma am Sprunggelenk lässt sich aus biomechanischer Sicht nur durch eine Mischung aus hoher reflektorischer, neuromuskulärer Aktivität, niedrigen Gelenkwinkeln und Winkelgeschwindigkeiten in Instabilitätsrichtung erzielen.

Eine wesentliche, mechanische Zielforderung an Sprunggelenkbandagen ist daher, die invertorische (supinatorische) Bewegung zu begrenzen, um das Erreichen traumatischer Bewegungsausmaße zu verhindern oder zu verzögern bis die propriozeptiv erzeugten Reflexantworten der Muskeln eine mechanische Wirkung entfalten können (Lohrer 1996, Thonnard 1996). Eine maximale, also absolute Bewegungseinschränkung am Sprunggelenk kann nicht als Zielgröße ins Auge gefasst werden, weil nach Lohrer et al. (1996) abhängig vom Einsatzbereich (Prophylaxe, Therapie oder Rehabilitation) eine mehr oder weniger große Freigabe plantarflektorischer oder invertorischer Bewegungen am Sprunggelenk von Nöten ist. Der Versuch, das optimale Maß zwischen Begrenzung und Freigabe der Bewegung zu finden, stellt eine große Herausforderung für die Hersteller dar und schlägt sich in der breiten Palette an Produkten und dem vielfältigen Aufbau der Hilfen im Bereich der Sprunggelenkstabilisierung nieder.

Ergebnisse von Studien zur Propriozeption

Was kann man anhand der uns heute vorliegenden wissenschaftlichen Daten über die propriozeptive Wirkung von äußeren Stabilisierungshilfen am Sprunggelenk feststellen?

Bedauerlicherweise sind bisher nur wenige äußere Möglichkeiten der Gelenkstabilisierung am Sprunggelenk hinreichend getestet worden. Propriozeptiv-stimulierende Effekte wurden von Troop et al. (1986), sowie von Alt et al. (1998) für Tapeverbände nachgewiesen. Keine Aktivierung des propriozeptiven Systems fanden hingegen Jerosch und Bischoff (1994). Einen positiven Effekt krankengymnastischer Techniken auf die interne Gelenkstabilisation wurde von Lohrer et al. (1995), von Freeman et al. (1965), von Tropp et al. (1986) und von Gleitz et al. (1993) gezeigt.

Einen wesentlichen Beitrag zur Operationalisierung und Relativierung propriozeptiver Wirkungen von externen Stabilisierungshilfen am Sprunggelenk lieferte Alt et al. (1998) mit dem Aufstellen eines „propriozeptiven Verstärkungsfaktors“ genannt PAR (Proprioception Amplification Ratio), der einen integrativen Messparameter liefert, der das Ausmaß der kompensatorischen Muskelantwort relativiert auf den Umknickreiz angibt. Der Parameter ist dimensionslos und berechnet sich wie folgt:

$$PAR = \frac{riEMG}{rWinkel}$$

Der riEMG ergibt sich aus der Integration der Muskelaktivität des M. peroneus longus und des M. tibialis longus im Verhältnis zum Versuch ohne Stabilisierungshilfe. Der rWinkel stellt das Maß für die Umknickbewegung im Verhältnis zum Versuch ohne Stabilisierungshilfe dar. Drei Kategorien lassen sich voneinander abgrenzen:

- PAR=1 (= 100 %) keine Wirkung auf den Parameter durch die Stabilisierungshilfe.
 - PAR>1 (>100 %) Steigerung des Parameters durch die Stabilisierungshilfe.
 - PAR<1 (<100 %) Reduzierung des Parameters durch die Stabilisierungshilfe.
- Das Ziel der Studie von Alt et al. war es, die entscheidenden Basisgrößen, mechanische Stabilität und neurophysiologische Wirksamkeit von Stabilisierungsmöglichkeiten gebührend zu berücksichtigen und deren propriozeptiven Effekte am Sprunggelenk zu objektivieren. In ihrer Untersuchung tes-

teten sie die komplexe Wirkung von Sprunggelenkorthesen, -bandagen und -Tapeverbänden mit Hilfe einer genau definierten Testbewegung, die einem realen Umknicktrauma vergleichbar ist, aber keine Gefahr für die Versuchsperson darstellte. Die Probanden begaben sich nach dem Zufallsprinzip entweder mit oder ohne Stabilisierungshilfen auf einen Umknicksimulator, der nach dem unerwarteten Auslösen des elektromagnetisch gesicherten Klappenmechanismus eine invertierte Bewegung von 30 Grad und eine plantarflektorische Bewegung von 15 Grad freigab. Durch die standardisierte Vorgabe der eingeleiteten Bewegung ist es möglich, objektive und vergleichbare Aussagen über die funktionelle Bedeutung der Orthesen im Sinne der Reduzierung der Umknickgeschwindigkeit und des -ausmaßes sowie über die neuromuskuläre Aktivität zu erhalten.

Gemessen wurden neben den Winkelveränderungen im oberen Sprunggelenk mit Hilfe elektrischer Goniometer auch

der Achillessehnen- und Plantarflexionswinkel. Die neuromuskulären Veränderungen wurden mittels Oberflächen-elektroden über eine Elektromyographie der Unterschenkelmuskeln (M. peroneus longus, M. tibialis anterior, M. gastrocnemius medialis) aufgezeichnet. Der Start des Umknickgeschehens konnte über elektrische Triggersignale exakt aufgezeichnet werden.

Als Ergebnis fanden sich in der Studie im Winkel-Zeit-Verlauf für mit Stabilisierungshilfen versorgte Sprunggelenke erhebliche Differenzen zu dem Versuch ohne Orthesen. Auch bei Gollhofer et al. (2000), der eine ähnliche Studienanordnung wählte, konnte ein Unterschied im Winkel-Zeit-Verlauf gefunden werden.

Alt et al. (1998) und Gollhofer et al. (2000) testeten in verschiedenen Experimenten Stabilisierungshilfen am Sprunggelenk hinsichtlich ihrer mechanischen und neuromuskulären Wirkung (Tabelle 2).

Bei beiden Studien imponieren als mechanische Effekte der Stabilisie-

rungshilfen eine Reduzierung der maximalen Inversionswinkelamplitude sowie eine verringerte Inversionsgeschwindigkeit.

Die Tricodur Tarso Orthese reduzierte die Inversion im Umknickversuch auf durchschnittlich 18% des Vergleichswertes ohne Hilfsmittel. Danach folgten Aricast mit 39%, die Futuro-Bandage mit 75%, das Leukotape mit 66% und die Fibulo-Tape-Bandage mit 72%.

Die Inversionsgeschwindigkeit wurde durch die Tricodur Tarso Bandage auf etwa 12% des Ausgangswertes verringert. Die Aricast-Bandage erreichte Werte von 39%, das Leukotape von 63%, die Futuro-Bandage von 75% und die Fibulo-Tape-Bandage von 72%.

Insgesamt führen die unterschiedlichen Konstruktionsvarianten der Stabilisierungshilfen zu einem erheblichen Unterschied bei der mechanischen Sicherung des Sprunggelenks.

Welche neuromuskulären Wirkungen von Stabilisierungshilfen lassen sich am Sprunggelenk nachweisen?

Die Latenzzeiten vom Auslösen der Inversions-Plantarflexions-Bewegung bis zur ersten messbaren muskulären Aktivität zeigen nach Alt et al. (1998) und Gollhofer et al. (2000) keine Abhängigkeit von der getesteten Sprunggelenks-Stabilisierungs-Hilfe bei den getesteten gesunden Probanden. Für die relative Propriozeptionswirkung (PAR) konnten bei Gollhofer et al. und Alt et al. für alle getesteten Stabilisierungstechniken eine relative Steigerung im Vergleich zum Ausgangswert gezeigt werden (Tabelle 3).

Diskussion der komplexen Wirkung äußerer Stabilisierungshilfen

Was bedeuten die oben dargestellten Ergebnisse konkret? Die getesteten Sprunggelenksstabilisierungsmethoden haben in der Verletzungssimulation keinen hemmenden, sondern einen unterstützenden Einfluss auf die Aktivität der stabilisierenden Muskulatur am Sprunggelenk.

Als entscheidend erweist sich die postulierte und mittlerweile bewiesene Wechselwirkung zwischen der externen mechanischen und der internen Gelenksicherung über die neuromuskuläre Aktivität der Muskulatur am Sprunggelenk.

Allein durch die mechanische Wirkung der Sprunggelenksstabilisatoren im Sinne der Reduzierung der Inversionsgeschwindigkeit verfügen die das Sprunggelenk sichernden Muskeln über eine verlängerte Zeitspanne, um beim Umknicken stabilisierend reagieren zu können. Ein kritischer Inversionswinkel, den Gollhofer et al. (1998) bei 40 Grad sehen, wird z.B. für die Tricodur Tarso Orthese folglich erst erreicht, nachdem die aktive muskuläre Gelenkstabilisation bereits schützend eingesetzt hat. Die Stabilisierungshilfe bremst den Umknickreiz und lässt eine protektive Muskelsicherung zu (mindestens 120 Millisekunden).

Äußere Stabilisierungshilfen am Sprunggelenk zeichnen sich durch die Aufnahme äußerer und damit durch die Reduzierung der einwirkenden Trauma-Kräfte aus. Neben dem rein mechanischen ist vor allem ein neurophysiologischer Effekt relevant. Dieser besteht in der indirekten Aktivierung der Sensor-motorik, also der Erhaltung oder Verbesserung der internen Gelenksicherung.

Für die Zukunft müssen und werden weitere Tests entwickelt werden, mit

denen propriozeptive Qualitäten äußerer Stabilisierungshilfen objektiviert werden können.

So testen Gollhofer et al. (2000) beispielsweise die propriozeptive Wirkung von externen Stabilisierungshilfen über feinkoordinierte Gleichgewichtsübungen. Kriterien die für die Beurteilung von orthopädischen Hilfsmitteln zukünftig stärker Berücksichtigung finden müssen, sind die sportliche Leistungsfähigkeit der Orthese und damit eng verbunden die Compliance der Präventionsmaßnahme von Seiten des Sportlers.]

Literatur:

- Alt W, Lohrer H, Gollhofer A, Scheuffelen C (1996) Preventive Ankle Taping- Evaluation of Mechanical, Neuromuscular and Thermal Effects Before and After Exercise. In: Abrantes, J.M.C.S. (ed.); Proceedings, XIV. Symposium on Biomechanics in Sports: 537 – 540
- De Avilla GA, O'Connor BL, Visco DM, Sisk TD (1989) The Mechanoreceptor Innervation of the Human Fibular Collateral Ligament. J Anat Lond, 162: 1 – 7
- Feuerbach JW, Grabiner MD, Koh TJ, Weiker GG (1994) Effect of an Ankle Orthosis on Ankle Ligament Anaesthesia on Ankle Joint Proprioception. Am J Sports Med 22, 2: 223 – 229
- Freeman MAR, Wyke B (1967) Articular reflexes at the ankle joint: an elektromyographic study of normal and abnormal influences of ankle-joint mechanoreceptors upon reflex activity in the leg muscles. Br J Surg 54: 990 – 1001
- Gleitz M, Ripp T, Hess T, Hopf T (1993) Bei instabilen Sprunggelenken: Reflextraining und Stabilisierung. Orthopädie und Schuhtechnik 5: 65 – 68
- Gollhofer A, Lohrer H, Alt W (2000) Komplexe funktionelle Testung der Futuro- Bandagen für Knie und Sprunggelenk. (im Druck)
- Guskiewicz KM, Perrin DH (1996) Effect of Orthotics on Postural Sway Following Inversion Ankle Sprain. J Orthop Sports Phys Ther 23, 5: 326 – 331
- Hollis JM, Blasier RD, Flahiff CM (1995) Simulated Lateral Ankle Ligamentous Injury. Am J Sports Med 23, 6: 672 – 677
- Jerosch J, Bischof M (1994) Der Einfluss der Propriozeptivität auf die funktionelle Stabilität des oberen Sprunggelenks unter besonderer Berücksichtigung von Stabilisierungshilfen. Sportverl Sportschad 8: 111 – 121
- Jerosch J, Hofstetter L, Bork H, Bischof M (1995) The influence of orthoses on the proprioception of the ankle joint. Knee Surg Sports Traumatol Arthro 3, 1: 39 – 46
- Jerosch J, Thorwesten L, Haverkämper U (1998) Langfristige Auswirkungen von Sprunggelenksorthesen auf sportsspezifische Fertigkeiten. Sportverl Sportschad 12: 102 – 106
- Konradsen L, Ravn JB, Sørensen AI (1993) Proprioception at the ankle: The effect of anaesthetic blockade of ligament receptors. J Bone J Surg 75-B: 433 – 436
- Lephart SM, Pincivero DM, Giraldo JL, Fu FH (1997) The role of proprioception in the management and rehabilitation of athletic injuries. Am J Sports Med 25: 130 – 137
- Löfvenberg R, Kärrholm J, Sundelin G, Ahlgren O (1995) Prolonged reaction time in patients with chronic lateral instability of the ankle. Am J Sports Med 23: 414 – 417
- Lohrer H, Alt W, Gollhofer A (1999) Neuromuscular properties and functional aspects of taped ankles. Am J Sports Med 27: 1 – 7
- Michelson JD, Hutchins C (1995) Mechanoreceptors in human ankle ligaments. J Bone J Surg 77-B: 219 – 224
- Rasmussen O, Kromann-Andersen C (1983) Experimental Ankle Injuries. Act Orthop Scand 54, 3: 356 – 362
- Renström P, Theis M (1993) Biomechanik der Verletzung der Sprunggelenkbänder. Sportverl Sportschad 7, Sonderheft 1: 29 – 35
- Thonnard JL, Bragard D, Willems PA, Plaghki L (1996) Stability of the Braced Ankle. A Biomechanical Investigation. Am J Sports Med 24, 3: 356 – 361
- Tropp H (1986) Pronator muscle weakness in functional instability of the ankle joint. Int J Sports Med 7: 291 – 294
- Van den Bosch CG, Gilsing MG, Lee SG, Richardson JK, Aston-Miller JA (1995) Peripheral neuropathy effect on ankle inversion and eversion detection thresholds. Arch Phys Med Rehabil 76: 850 – 856
- Zimny ML (1988) Mechanoreceptors in articular tissues. Am J Anat 182: 16 – 32

● ● Anschrift für die Verfasser:

Dr. Heinz Lohrer
Sportmedizinisches Institut
Otto-Fleck-Schneise 10
60528 Frankfurt

Grundlagen der Sensomotorik am Sprunggelenk

Heinz Lohrer*, Wilfried Alt, Albert Gollhofer***, Markus Gruber***: Epidemiologische Untersuchungen und Statistiken weisen neben dem Kniegelenk das Sprunggelenk als das am häufigsten verletzte Gelenk im Sport und in der Freizeit aus (Steinbrück 1997). Die Zahl der Publikationen jedoch, die sich mit der Therapie und Rehabilitation dieser Verletzungen beschäftigen, ist für das Kniegelenk erheblich größer. Sensomotorische Fragestellungen hingegen wurden bisher mehrheitlich mit Bezug zum Sprunggelenk untersucht.**

Als sensomotorisches System werden die integrierten Funktionen der afferenten neurosensorischen (Propriozeption) und der efferenten neuromuskulären Prozesse sowie deren komplexe Verarbeitung im zentralen Nervensystem verstanden (Lephart et al. 2000).

Die Beantwortung von Reizen und externen Interventionen kann grundsätzlich nicht auf eine spezifische anatomische Struktur begrenzt werden.

Das sensomotorische System hat die Aufgabe, den aufrechten Stand zu sichern und zu stabilisieren sowie motorische Aktivitäten, die vom Großhirn generiert werden, in Bewegung umzusetzen und diese rückkopplungsgesteuert sicher ablaufen zu lassen. Dieses Ziel wird erreicht durch reflektorisch gesteuerte, koordinierte Gelenkstabilisation (Gollhofer et al. 2000a).

Diese aktive Leistung des sensomotorischen Systems interferiert in vielfältiger Weise und in wechselndem Ausmaß mit den intern anatomisch vorgegebenen passiven Strukturen (Weichteilmantel, Knochen, Gelenkkontaktkräfte). Externe Interventionen können sowohl aktiv (Training) als auch passiv (orthetische Hilfsmittel) zugeschaltet werden, um das neuromuskuläre System in seiner Funktionalität zu optimieren oder zu unterstützen. Die Interaktionen dieser Maßnahmen sind komplex und werden bis heute nur in den Grundzügen verstanden.

Das Ziel des vorliegenden Beitrages ist es, den derzeitigen Stand des Wissens zur Sensomotorik am Sprungge-

lenk darzustellen und mit Ergebnissen verschiedener Arbeiten der eigenen Arbeitsgruppe abzugleichen.

Literaturanalyse

Historie – sensomotorische Tests

Freeman et al. (1965) waren die ersten, die anhand von Winkelproduktionstestungen am Sprunggelenk ein sensomotorisches Defizit bei ligamentär vorgeschädigten Sprunggelenken finden konnten. 1967 wurde der Einfluss von Haut- und Gelenkrezeptoren auf Gammamotoneurone experimentell nachgewiesen (Freeman und Wyke 1967). Karlsson und Andreason (1992) berichteten über signifikant verlängerte peroneale Latenzzeiten bei Patienten mit unilateraler Sprunggelenkinstabilität auf der betroffenen Seite. Michelson und Hutchins fanden 1995 mechanorezeptive Sensoren in den Ligamenten am lateralen Sprunggelenk. Ebenfalls 1995 wiesen Löfvenberg et al. darauf hin, dass chronisch instabile Sprunggelenke eine verlängerte Reaktionszeit zur motorischen Beantwortung eines externen, invertorischen Stimulus am Fuß aufwiesen.

Alt et al. (1998 und 1999) relativierten den motorischen Output auf spezielle invertorische Reizung des Sprunggelenkes auf die zugrunde liegende Größe des mechanischen Stimulus (Proprioceptive Amplification Ratio = PAR). Die klassischen Testungen der Kinästhesie (Bewegungsschwelle) und des Gelenkpositionssinns (Winkelreproduktionstests) sind in ihrer Aussagefähigkeit dadurch beeinträchtigt, dass die Testungen in der Regel im offenen System, das heißt ohne Bodenkontakt des zu testenden Fußes und in unfunktionellen Geschwindigkeiten vorgenommen werden. Damit ist der Transfer dieser Ergebnisse, vor allem auf sportspe-

zifische Fragestellungen, von vorne herein problematisch. Lediglich die Messungen der motorischen Reaktionszeiten und die Bestimmung der „Proprioceptive Amplification Ratio“ werden mit Kippplattformen durchgeführt, die im aufrechten Stand des Probanden ein hohes Maß an funktioneller Übertragbarkeit bieten. Ein weiterer Vorteil dieser Methoden besteht darin, daß die Antworten auf den Testreiz reflektorisch ablaufen und so eine willkürliche Beeinflussung der Testergebnisse nicht direkt möglich ist.

Modulation d. Sensomotorik (siehe Kasten)

Die Dominanz der Muskel- und Sehnenrezeptoren gegenüber den Gelenkrezeptoren konnten Konradsen et al. (1993) dadurch nachweisen, dass unter Anästhesie (Fußblock) sowohl ein aktiver als auch ein passiver Winkelreproduktionstest durchgeführt wurden. Für den passiven Winkelreproduktionstest fand sich eine Abnahme der sensomotorischen Qualität, während der aktive Winkelreproduktionstest keine Veränderungen durch die Anästhesie zeigte.

Bei funktionell instabilen Sprunggelenken konnten Khin-Myo-Hla et al. (1999) zum einen eine Verlängerung der peronealen Reaktionszeit auf einen invertorischen Stimulus bei den instabilen Sprunggelenken zeigen. Nach einer Lokalanästhesie des sinus Tarsi konnte diese Reaktionszeit signifikant reduziert, d.h. normalisiert werden. Die Autoren schließen aus den Ergebnissen, dass eine Narbenbildung im Subtalargelenk, wie sie bei Sprunggelenkverletzungen entstehen könnte, den koordinierten Ablauf der Abwehrbewegung auf einen Umknickreiz nachteilig beeinflusst.

Auch ein Training auf instabilen Unterlagen konnte im Experiment bei Personen mit ligamentär vorgeschädigtem Sprunggelenk die Reaktionszeit im invertorischen Umknickversuch signifikant reduzieren (Osborne et al., 2001).

Bei über 65-jährigen Probanden ohne spezifische Vorschäden konnten Waddington und Adams (2002) zeigen,

* Orthopädische Abteilung im Sportmedizinischen Institut Frankfurt am Main e. V.

** Institut für Sportwissenschaft der Universität Stuttgart

*** Institut für Sportwissenschaft der Universität Freiburg im Breisgau

Sensorik

Interne (a) und externe (b) Möglichkeiten der Modulation (Literaturübersicht)

a) Interne Möglichkeiten zur Modulation der Sensorik

- Alter (Robbins et al. 1995a, Gilsing et al. 1995)
- Anästhesie (Konradsen et al. 1993)
- Polyneurop. (van den Bosch et al. 1995)
- visuelles System (Fox 1990)
- radikuläre Läsion (Do & Thummie 1991)
- Vibration (Roll et al. 1993)
- Eis (Hopper et al. 1997)
- Kraft (Wolfson et al. 1995)

b) Externe Möglichkeiten zur Modulation der Sensorik

- Schuh (Robbins et al. 1995a)
- Orthese (Feuerbach et al. 1994)
- Tape (Alt et al. 1998, Robbins et al. 1995b)
- Eis (Hopper et al. 1997)
- Amplitude (Thelen et al. 1997)
- Geschwindigkeit (Thelen et al. 1997)
- Belastung (Gilsing et al. 1995)
- Schwerkraft (Roll et al. 1993)

dass im Winkelreproduktionstest im aufrechten Stand einen signifikant positiven Effekt bei der Gruppe eintrat, die auf einem Wackelbrett fünf Wochen trainierte.

Insgesamt kann mit Ashton-Miller et al. (2001) festgestellt werden, dass die sensomotorischen Funktionen durch ein Training auf einer instabilen Unterlage verbessert werden können. Die Zuordnung jedoch dieses positiven Effektes zu einem der beiden Schenkel (Sensorik oder Propriozeption einerseits bzw. Motorik andererseits) ist nicht bekannt.

Die Wahrnehmung einer invertorischen Bewegung hat nach van den Bosch et al. (1995) die doppelte Präzision als die Detektion einer entsprechenden evertorischen Bewegung. Die Autoren interpretieren dies als eine vernünftige Strategie des neuromuskulären Systems zur Verhinderung invertorischer Umknickereignisse. Die Autoren wiesen weiterhin bei polyneuropathischen Patienten nach, dass die Bewegungsschwellendetektion im Vergleich zu gesunden Kontrollen herabgesetzt und durch eine Erhöhung der Belastung (Einbeinstand) verbessert werden konnte. Dies spricht für eine Reduktion der sensorischen Funktion durch die systemische Erkrankung.

Obwohl dem Tapeverband in verschiedenen experimentellen Untersuchungen eine erhebliche Lockerungstendenz im Verlauf der sportlichen Belastung zugesprochen wird, konnten Garrick und Requa (1973) in ihrer klas-

sischen epidemiologischen Untersuchung eine Reduktion der Verletzungsrate am Kapselbandsystem des lateralen Sprunggelenkes um den Faktor 2 (mit niedrigem Sportschuh) beziehungsweise um den Faktor 5 (mit hochschafftigem Sportschuh) finden, wenn die Sprunggelenke mit einem funktionellen Tapeverband geschützt waren. Bereits diese Untersuchung ließ die Schlussfolgerung zu, dass neben der rein mechanischen Stabilisierungsfunktion der Tapeverband möglicherweise auch eine Verbesserung der sensomotorischen Qualitäten induziert.

Eigene Untersuchungen

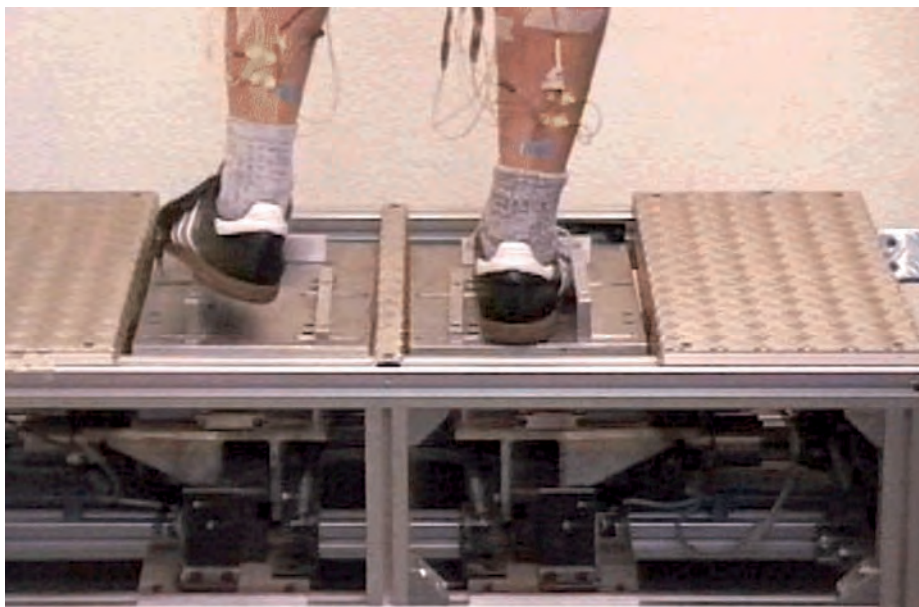
Der funktionelle Klebeverband (Tape)

In mehreren experimentellen Studien (Alt et al. 1998, Alt et al. 1999, Lohrer et al. 1999) wurde der funktionelle Tapeverband nicht nur hinsichtlich seiner mechanischen, sondern auch seiner sensomotorischen Qualitäten untersucht. Als entscheidendes Evaluationsinstrument diente dabei eine Kippplattform, die ein supinatorisches Umknickereignis am Sprunggelenk simuliert (Abb. 1). Damit kann im aufrechten Stand unter Vollbelastung des zu untersuchenden Beines eine unwillkürliche, kombinierte Bewegung von 15° Plantarflektion und 30° Inversion kontrolliert eingeleitet werden. Mit Hilfe eines Elektrogoniometers im Verlauf der Achillessehne können die mechanischen Effekte am Sprunggelenk (Inversionswinkel) erfasst werden.

Die muskulären Antworten auf den externen Stimulus wurden mittels elektromyografischer Untersuchungen an sprunggelenkrelevanten Muskeln (m. Peroneus, m. Tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis) bestimmt. Die Größe der relativen sensomotorisch erzeugten Reflexaktivität ergibt sich dabei aus dem Quotienten des reflektorisch erzeugten integrierten Elektromyogrammes und dem entsprechenden Inversionswinkel (Achillessehnenwinkel).

Aus der Grundlagenforschung ist bekannt, dass das von einem monosynaptischen Reflex produzierte agonistische Elektromyogramm linear von der Geschwindigkeit der entsprechenden Reflexauslösung abhängt (Gollhofer 1987).

Für den Tapeverband fand sich in der Experimentalsituation auf der Umknickplattform dagegen eine überproportionale Höhe des integrierten Elektromyo-



1 Testapparat zur Induktion einer unerwarteten Supination (30° Inversion und gleichzeitige Plantarflektion von 15°) im aufrechten Stand (Verletzungssimulation).

gramms. So konnten Unterschiede bezüglich verschiedener Tapematerialien und verschiedener Tapetechniken herausgearbeitet werden.

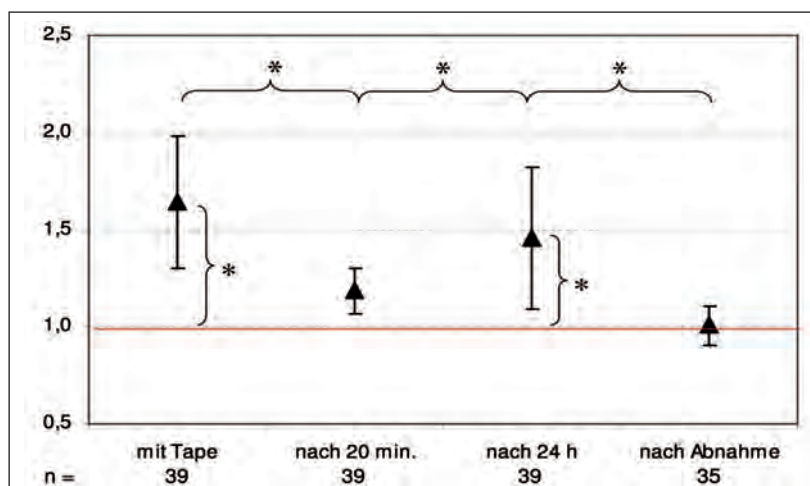
Unmittelbar nach Tapeapplikation fand sich eine erhebliche Verbesserung der sensomotorischen Fähigkeiten (PAR), die sich bereits nach 20 Minuten sportlicher Belastung signifikant reduzierten, aber immer noch signifikant oberhalb des Niveaus lag, welches vor Tapeapplikation gemessen wurde. Bei weiterem Belassen des Tapeverbandes am Fuß über 24 Stunden kam es zu einer Verbesserung des sensomotorischen Niveaus. Nach Abnahme des Tapeverbandes konnte das Ausgangsniveau exakt wieder erreicht werden (Abb. 2). Damit scheint der Einfluss der Ermüdung und Erholung belegt zu sein (Lohrer et al. 1999).

Äußere Stabilisierungshilfen – instabile Sprunggelenke

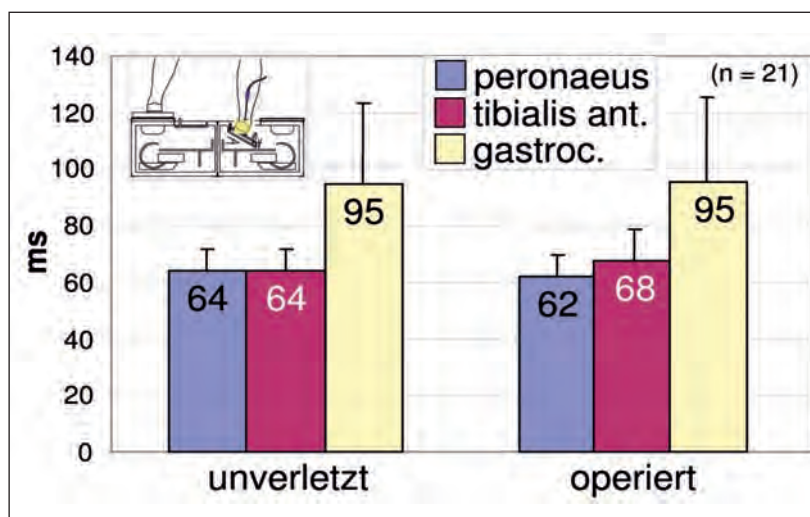
Im Vergleich instabiler mit stabilen Sprunggelenken konnte gezeigt werden (Gollhofer et al. 2000b), dass das Ausmaß der Inversion bei Teststimulation (30° Inversion + 15° Plantarflexion) sich beim Tragen verschiedener äußerer Stabilisierungshilfen am Sprunggelenk nicht unterschied. Die stabilen Sprunggelenke zeigten nach Anlage aller getesteten orthetischen Hilfsmitteln höhere muskuläre Reflexaktivitäten (EMG) als die instabilen. Dieser Befund legt ein Defizit des sensomotorischen Systems nach Kapselbandverletzungen am Sprunggelenk nahe.

Sensomotorik und operative laterale OSG-Kapselbandstabilisation

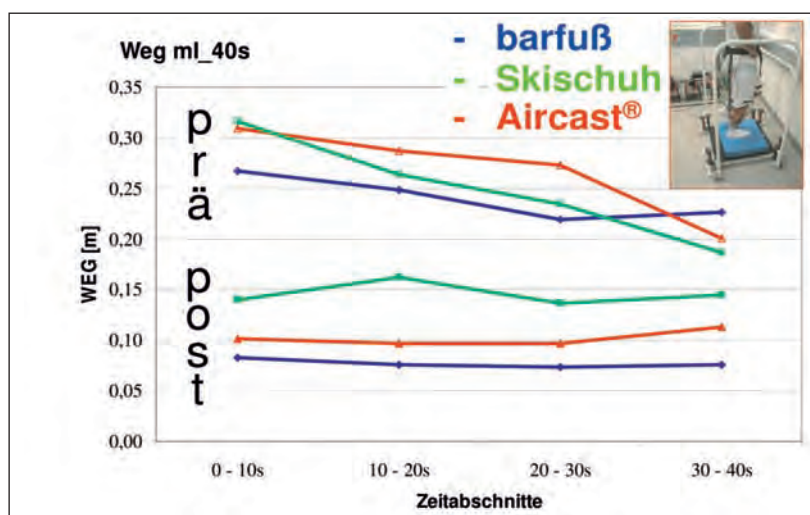
In einer kontrollierten Studie an Sportlern, die wegen einer chronischen Sprunggelenkinstabilität einer operativen Intervention zugeführt wurden, konnte bei jeweils sieben Patienten verschiedene Op-Techniken vergleichend untersucht werden (End zu End Naht versus Periostzügelplastik versus Bandkapselraffung). Weder die subjektiven Stabilitätsergebnisse (visuelle Analogskala) noch die mechanischen Stabilitätsergebnisse (gehaltene Röntgenaufnahme, Inversionswinkel auf der Verletzungssimulationsplattform) zeigten statistisch relevante Unterschiede. Im Vergleich der operierten mit den jeweils nicht geschädigten Gegenseiten zeigten sich praktisch identische Latenzzeiten bei der Verletzungssimulation für den M. peroneus longus, den M. tibialis



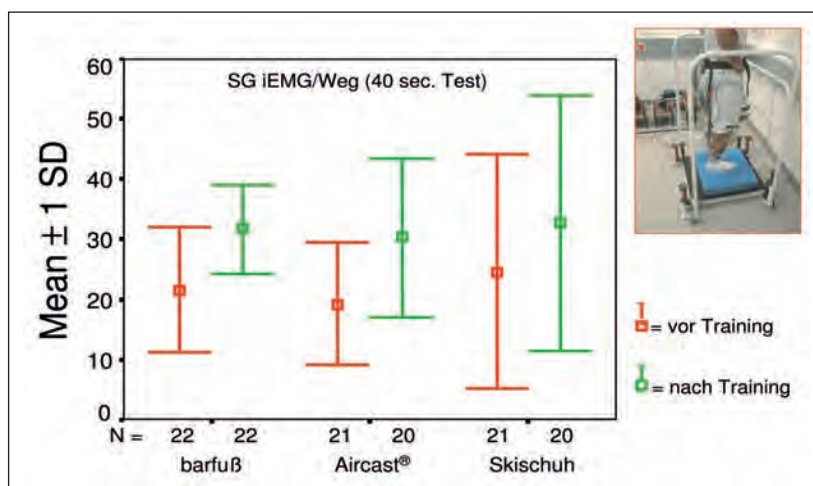
2 Die sensomotorischen Effekte des funktionellen Tapeverbandes vor, während und nach einer kontrollierten sportlichen Belastung werden mittels des Quotienten (PAR) aus iEMG und induzierendem mechanischem Stimulus (Achillessehnenwinkel) deutlich. Relativierte Werte. 1,0 = Kontrollbedingung vor Anlage des Tapeverbandes (*= $p > 0,05$).



3 Vergleich der Latenzzeiten operativ stabilisierter lateraler Kapselbandinstabilitäten mit den jeweils nicht vorgeschädigten Gegenseiten. Es finden sich keine Unterschiede.



4 Posturale Standstabilisation (Posturografie). Trainingseffekte sind vor allem in der frühen Phase des Tests nachzuweisen. Das Training im Barfußstand zeigte höhere Effekte (Verringerung des zurückgelegten ml = mediolateralen Weges) als das Training im Skischuh bzw. in der Aircast-Orthese.



5 Posturale Standstabilisation (Posturografie). Die sensomotorische Qualität in Bezug zum Sprunggelenk ergibt sich aus der Relativierung des während des Tests produzierten integrierten Elektromyogrammes der sprunggelenkrelevanten Muskeln auf den dabei zurückgelegten Weg. Es finden sich signifikante Gewinne nach Barfuß- und Aircasttraining, während die mit Skischuh trainierende Gruppe nur eine dezente, nicht signifikante Verbesserung aufwies.

anterior und den M. gastrocnemius medialis (Abb. 3). Dieser Befund weist auf intakte neuronale Leitgeschwindigkeiten hin, steht aber im Widerspruch zu Ergebnissen aus der Literatur (Konradsen et al. 1991).

Ebenso konnte ein Unterschied in der erreichten Sportfähigkeit zwischen den Untersuchungsgruppen zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung (> 2 Jahre) nicht nachgewiesen werden. Damit scheint der mechanische und neuromuskuläre Effekt der operativen Kapselbandstabilisierung am lateralen OSG wahrscheinlich zu sein.

Vor allem im Vergleich zu Tenodesen-Operationen, bei denen die Literaturanalyse vergleichsweise schlechtere Ergebnisse liefert (Bahr et al. 1997, Thermann et al. 1997), konnte in dieser Untersuchung und im Vergleich zu den jeweils gesunden Gegenseiten weder mechanische Nachteile noch sensomotorische Defizite gefunden werden.

Kontrolliertes sensomotorisches Training

Mit einem kontrollierten sensomotorischen Training auf verschiedenen instabilen Unterlagen und unter variierender, externer Stabilisation des Sprunggelenkes (Barfuß, Skischuh, Aircast) konnte nach vier Wochen gezeigt werden, dass sich die posturale Stabilisation, gemessen als Weg, der während eines 40-sekündigen Standtestes auf dem Posturomed zurückgelegt wurde, in allen Gruppen signifikant verbesserte. Dabei war vor allem die Verbesserung

im ersten Viertel der Testzeit bemerkenswert hoch (Abb. 4). Das Training im Barfußstand zeigte höhere Effekte als das Training im Skischuh bzw. in der Aircast-Orthese.

Bei der Relativierung des während des Tests produzierten integrierten Elektromyogrammes an den sprunggelenkrelevanten Muskeln in Bezug zu dem zurückgelegten Weg fanden sich signifikante Gewinne für die Barfuß- und Aircast-Gruppe, während die Skischuhgruppe nur eine dezente, nicht signifikante Verbesserung aufwies (Abb. 5).

Die Ergebnisse belegen, dass offenbar die vollständige externe Fixierung des oberen Sprunggelenkes die muskulären Effekte in diesem Bereich reduziert, und, wie weitere Untersuchungen (Gruber 2001, Lohrer et al. 2000) zeigen konnten, an das Kniegelenk weiter transportiert.

Zusammenfassung

Rein mechanisch orientierte Konzepte der Stabilisation des Sprunggelenkes sind heute von einer funktionellen Betrachtungsweise abgelöst worden.

Mechanische und sensomotorische Anteile der Bewegungssteuerung sind nicht scharf differenzierbar. Beide Anteile treten immer kombiniert auf, sind aber unterschiedlich gewichtet. Dies belegen Befunde aus der Literatur und eigene Untersuchungen sowohl hinsichtlich der Sprunggelenkstabilisation mit äußeren Stabilisierungshilfen als auch für das sensomotorische

Training und für operative Interventionen am Sprunggelenk.

Für weiterführende Untersuchungen müssen Tests konzipiert werden, die möglichst realitätsnahe Situationen simulieren (aufrechter Stand, funktionelle Bewegungsgeschwindigkeiten). Dabei müssen Daten erhoben werden, die integrativ die funktionellen aktiven und passiven Komponenten der Gelenkstabilisierung quantifizieren.]

Anschrift des Verfassers:

Dr. med. Heinz Lohrer
Orthopäde, Ärztlicher Direktor
Sportmedizinisches Institut Frankfurt
am Main e.V.
Otto-Fleck-Schneise 10
60528 Frankfurt/Main

Literatur

- Alt W, Lohrer H, Gollhofer A (1999): Functional properties of adhesive ankle taping: neuromuscular and mechanical effects before and after exercise. *Foot Ankle Int* (United States) 20:238-245
- Alt, W., Lohrer, H., Gollhofer, A. (1998): Tape wirkt doch!? Propriozeptive und mechanische Untersuchungen zur Wirksamkeit stabilisierender Tapeverbände am Sprunggelenk. *Sportorthop. Sporttraumat.*, 14: 75-85
- Ashton Miller, JA, Wojtys, EM, Huston, LJ, Frywelch, D (2001): Can proprioception really be improved by exercises? *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 9:128-136
- Bahr, R., Pena, F., Shine, J., Lew, W.D. (1997): Biomechanics of ankle ligament reconstruction. *Am. J. Sports Med.*, 25: 424-432
- Do, M. C., Thoumie, P. (1991): Motor compensatory reactions following a forward fall in subjects with unilateral abolition of the triceps-surae H reflex. *Neurosci Lett* 122: 148-150
- Feuerbach, J. W., Grabiner, M. D., Koh, T. J., Weiker, G. G. (1994): Effect of an ankle orthosis and ankle ligament anesthesia on ankle joint proprioception. *Am J Sports Med* 22: 223-229
- Fox, C. R. (1990): Some visual influences on human postural equilibrium: binocular versus monocular fixation. *Percept Psychophys* 47: 409-422
- Freeman, M. A. R., Dean, M. R. E., Hanham, I. W. F. (1965): The etiology and prevention of functional instability of the foot. *J Bone Joint Surg* 47-B: 678-685
- Freeman, M. A. R., Wyke, B. (1967): Articular reflexes at the ankle joint: an electromyographic study of normal and abnormal influences of ankle-joint mechanoreceptors upon reflex activity in the leg muscles. *Br J Surg* 54: 990-1001
- Garrick, J.G., Requa, R.K. (1973): Role of external support in the prevention of ankle sprains. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 5 : 200-203
- Gilling, M. G., van den Bosch, C. G., Lee, S. G., Ashton-Miller, J. A., Alexander, N. B., Schultz, A. B., Ericson W. A. (1995): Association of age with the threshold for detecting ankle inversion and eversion in upright stance. *Age Ageing* 24: 58-66

- Gollhofer, A. (1987): Komponenten der Schnelldkraftleistungen im Dehnungs- und Verkürzungszyklus. Erlensee: SFT-Verlag
- Gollhofer, A., Lohrer, H., Alt, W. (2000a): Propriozeption – Grundlegende Überlegungen zur sensorischen Steuerung. Orthopädieschuhtechnik (Sonderheft Propriozeption): 10-14
- Gollhofer, A., Alt, W., Lohrer, H. (2000b) Prevention of excessive forces with braces and orthotics. In Biomechanics and Biology of Movement (Edited by Nigg, B.M., MacIntosh, B.R., Mester, J.) Human Kinetics, Champaign: 331-355
- Gruber, M. (2001): Die neuromuskuläre Kontrolle des Kniegelenks vor und nach einem spezifischen sensomotorischen Training beim unverletzten Sportler. Dissertation. Universität Stuttgart
- Hopper, D., Whittington D., Chartier, J. D. (1997): Does ice immersion influence ankle joint position sense? Physiother Res Int 2: 223-236
- Hopper, D., Whittington D., Chartier, J. D. (1997): Does ice immersion influence ankle joint position sense? Physiother Res Int 2: 223-236
- Karlsson, KM, Andreasson, GO (1992): The effect of external ankle support in chronic lateral ankle joint stability: An electromyographic study. Am J Sports Med 20: 257-261
- Khin-Myo-Hla, Ishi, t, Sakane, M, Hayashi, K (1999): Effect of anesthesia of the sinus tarsi on peroneal reaction time in patients with functional instability of the ankle. Foot Ankle Int. 20:554-559
- Konradsen, L., Bohsen, R.J., Ravn, J.B. (1991): Prolonged reaction time in ankle instability. Int J Sports Med, 12: 290-292
- Konradsen, L., Ravn, J. B., Sørensen, A. I. (1993): Proprioception at the ankle: The effect of anesthetic blockade of ligament receptors. J Bone J Surg 75-B: 433-436
- Lephart, SM, Riemann, BL, Fu, Fh: Introduction to the Sensorimotor System. In: Lephart, SM, Fu, Fh (eds.): Proprioception and Neuromuscular Control in Joint Stability. Human Kinetics: XVII
- Löfvenberg, R, Kärrholm, J, Sundelin, G, Ahlgren, O (1995): Prolonged reaction time in patients with chronic lateral instability of the ankle. Am J Sports Med 23: 414-417
- Lohrer, H., Bruhn, S., Gruber, M., Alt, W., Gollhofer, A. (2000): Sensorische Trainierbarkeit von knie- und sprunggelenkstabilisierenden Muskeln. In: Jerosch, J. (Hrsg.): Sensorik 2000: 215-227
- Lohrer, H., Alt, W., Gollhofer, A. (1999): Neuromuscular properties and functional aspects of taped ankles. Am J Sports Med 27:1-7
- Michelson JD; Hutchins C (1995): Mechanoreceptors in human ankle ligaments. J Bone Joint Surg (Br) 77:219-24
- Osborne, MD, Chou, L-S, Laskowski, er, Smith, J, Kaufmann, KR (2001): The effect of ankle disk training on muscle reaction time in subjects with a history of ankle sprain. Am J Sports Med 29:627-632
- Robbins, S., Waked, E., McClaran, J. (1995a): Proprioception and stability: foot position awareness as a function of age and footwear. Age Ageing 24: 67-72
- Robbins, S., Waked, E., Rappel, R. (1995b): Ankle taping improves proprioception before and after exercise. Br J Sports Med 29: 242-247
- Roll, J. P., Popov, K., Gurfinkel, V., Lipshits, M., Andre-Deshays, C., Gilhodes, J. C., Quoniam, C. (1993): Sensorimotor and perceptual function of muscle proprioception in microgravity. J Vestib Res 3: 259-273
- Steinbrück, K. (1997), Epidemiologie. In: Engelhardt, M, Hintermann, B, Segesser, B (Hrsg.): GOTS-Manual Sporttraumatologie. Verlag Hans Huber Bern: 19-29
- Thelen, D. G., Brockmiller, C., Ashton-Miller, J. A., Schultz, A. B., Alexander, N. B. (1998): Thresholds for sensing foot dorsi- and plantarflexion during upright stance: effects of age and velocity. J Gerontol A Biol Sci Med Sci 53: 33-38
- Thermann, H., Zwipp, H., Tscherne, H. (1997): Treatment algorithm of chronic ankle and subtalar instability. Foot Ankle Int (United States) 18:163-169
- van den Bosch, C. G., Gilling, M. G., Lee, S. G., Richardson, J. K., Aston-Miller, J. A. (1995): Peripheral neuropathy effect on ankle inversion and eversion detection thresholds. Arch Phys Med Rehabil 76, 850-856
- Waddington, G, Adams, R (2002): Training improves lower limb movement discrimination in active over 65 year old walkers. Australian Conference of Science and Medicine in Sport, Book of Abstracts: 61
- Wolfson, L., Judge, J., Whipple, R., King, M. (1995): Strength is a major factor in balance, gait, and the occurrence of falls. J Gerontol A Biol Sci Med Sci 50: 64-67

Der Artikel basiert auf einem Beitrag in dem Buch „Fuß und oberes Sprunggelenk“ der Reihe „Fortbildung Orthopädie Traumatologie“. Die ASG-Kurse der DCOOC von J. Jerosch, J. Heisel, A.B. Imhoff (Hrsg.) des Steinkopff Verlages, Darmstadt.



Messmethoden, die nicht jeder hat

Drei Forscher, drei Fachrichtungen, drei Standorte: Prof. Heinz Lohrer, Prof. Albert Gollhofer und Prof. Wilfried Alt forschen nicht nur im eigenen Labor, sondern arbeiten seit etwa 20 Jahren in der „Arbeitsgemeinschaft Orthopädische Biomechanik“ zusammen. In der Sprunggelenkforschung sind sie federführend, in der Sensomotorik gehörten sie in Deutschland zu den Ersten. Ihre Spezialität: originelle Messmethoden.

Angst vor Kanülen, Hautschnitten und Implantaten durfte man nicht haben, wenn man Anfang des Jahres 2000 bei dem Dreigestirn Heinz Lohrer, Albert Gollhofer und Wilfried Alt an einer Studie zur Achillessehnen-stabilisierenden Wirkung des „Vario Stabil“-Schuhs mitmachen woll-

te. Das Messinstrument war damals sensationell: Lohrer implantierte den „Optic Fiber Transducer“, ein 0,5 Millimeter dünnes, schlauchartig wirkendes Messsystem, über eine Kanüle quer durch die Achillessehne (s. Titelbild). Der operative Aufwand lohnte sich: die Optic fiber, eine Erfindung des finnischen Biomechanikers Prof. Paavo Komi, kann die Sehnenspannung in vivo direkt in der Achillessehne messen – und zwar über die Modulation der Lichtintensität bei Kompression. Ein „Vario Stabil“-Schuh wurde speziell präpariert, so dass gemessen werden konnte, wie sich das Gehen im Stabilschuh auf die Achillessehnenanspannung auswirkt.

Derart ungewöhnliche Messmethoden gehören zu den Spezialitäten der Arbeitsgruppe Orthopädische Biomechanik, in der sich Prof. Heinz Lohrer, Sportmedizinisches Institut Frankfurt a. M., Prof. Albert Gollhofer, Institut für Sport und Sportwissenschaft der Universität Freiburg, und Prof. Wilfried Alt, Institut für Sport und Sportwissenschaft Stuttgart, zusammengefunden haben. Die Studien mit der Optic Fiber stammen noch aus den Anfängen der Arbeitsgemeinschaft, für die Heinz Lohrer und Albert Gollhofer bereits in

den 80er-Jahren die Grundsteine gelegt hatten.

Vorreiter in der funktionellen Therapie

Heinz Lohrer hatte schon während seines Studiums, das er in Freiburg absolvierte, Kontakt zum Sportinstitut der Freiburger Universität, hielt er sich doch als Leistungssportler fast jeden Abend im Sportbereich auf. Während seiner Ausbildung zum Facharzt für Orthopädie an der Orthopädischen Uniklinik Freiburg hatte er 1987/88 die Aufgabe, die universitäre Sportorthopädie in Freiburg weiterzuentwickeln. In seinen orthopädischen Sportsprechstunden tauchten schon viele Fragen auf, die später die Arbeitsgemeinschaft Biomechanik beschäftigen sollten – sie alle drehten sich um die Therapie von Sprunggelenkverletzungen.

Es war die Zeit, in der zum ersten Mal der Gedanke aufkam, dass man Sprunggelenkverletzungen anders als mit Gipsverband therapieren kann, und in der die ersten Stabilschuhe und Sprunggelenkorthesen auf den Markt kamen. „Damals in den 80ern begann die funktionelle Therapie“, blickt Lohrer zurück, „und wir gehörten zu den

Biomechanik im Porträt

In dieser Serie porträtieren wir die Arbeit von sportmedizinischen, sportwissenschaftlichen und biomechanischen Instituten, die sich mit Forschung rund um Fuß und Schuh befassen. Auf den folgenden Seiten stellen wir Ihnen die „Arbeitsgemeinschaft Orthopädische Biomechanik“ von Prof. Heinz Lohrer, Sportmedizinisches Institut Frankfurt a. M., Prof. Albert Gollhofer, Institut für Sport und Sportwissenschaft der Universität Freiburg, und Prof. Wilfried Alt, Institut für Sport und Sportwissenschaft Stuttgart vor.

ersten, die darüber nachgedacht hatten, dass funktionelle Hilfsmittel sogar eine bessere Wirkung als Gips erzielen könnten. Damals hat man uns dafür noch ausgelacht – heute sind funktionelle Hilfsmittel aus der Sprunggelenktherapie nicht mehr wegzudenken.“

Arbeitsgemeinschaft startete mit Großprojekt

Um die Wirksamkeit funktioneller Hilfsmittel im Vergleich zum Gips zu untersuchen, suchte sich Lohrer Unterstützung in der Biomechanik. Zusammen mit Albert Gollhofer, der an der Freiburger Sportuniversität in der dort damals schon sehr gut ausgestatteten Biomechanik forschte, gründete er die Arbeitsgemeinschaft Orthopädische Biomechanik. Schnell war das erste Projekt geboren: die beiden führten EMG-Messungen auf dem Laufband durch – mit dem Stabilschuh, mit Tape und im Vergleich mit Gips.

Mit ihren unkonventionellen Ansätzen hatten Lohrer und Gollhofer schon früh Erfolg. So erhielten sie mit einem



1 Sprunggelenk und Sensomotorik waren von Anfang an die Themen, die die Orthopädische Arbeitsgemeinschaft Biomechanik beschäftigten – und bis heute faszinieren. Prof. Wilfried Alt, Prof. Heinz Lohrer und Prof. Albert Gollhofer (v.l.) gingen schon früh ungewöhnliche Wege, um Sprunggelenksverletzungen auf die Spur zu kommen. Mit ihren Studien gewannen sie zweimal den Michael-Jäger-Preis.

Antrag auf 8 Teilprojekte in den frühen 90er-Jahren den Zuschlag bei einer Ausschreibung des Bundesinstituts für Sportwissenschaft (BiSp), bei der mit einer hohen Dotierung die Sprunggelenksforschung vorangetrieben werden

sollte. Als zusätzlicher Mitarbeiter für das umfangreiche Projekt konnte Biomechaniker Wilfried Alt, der bis dahin am Olympiastützpunkt Frankfurt-Rhein-Main gearbeitet hatte, gewonnen werden – damit war die Arbeits-

gruppe Biomechanik endgültig zum Dreigespann geworden.

Kollegen werden eingeflogen

Die intensive Zusammenarbeit der ersten Jahre ließ den Kontakt zwischen Gollhofer und Lohrer nicht abreißen, als Lohrer 1989 ins Sportmedizinische Institut nach Frankfurt am Main wechselte. „Zu dem Zeitpunkt hatten wir noch mehrere laufende Projekte, die wir über die Distanz Frankfurt – Freiburg weitergeführt haben“, erklärt Lohrer. „Das hat gut funktioniert: mal bin ich hochgefahren, mal ist Gollhofer gekommen. Wir haben immer da gearbeitet, wo die geeignete Ausstattung für unsere Fragestellung zur Verfügung stand.“

Ging es eher um klinische Fragestellungen, die Röntgeneinsatz erforderten, konnte Orthopäde Heinz Lohrer das nötige Equipment in Frankfurt bereitstellen. Die biomechanischen Untersuchungen fanden größtenteils in Freiburg bei dem Sportwissenschaftler Albert Gollhofer statt, dessen spezielles Interesse schon früh neuromuskulären Zusammenhängen galt. Als später Wilfried Alt eine Professur in Stuttgart antrat, fanden die regelmäßigen Treffen und Studien an drei Standorten statt. „Das hieß für uns, dass wir die Studien meist an den Wochenenden komplett durchgezogen haben. Die Kollegen und Probanden wurden eingeflogen oder -gefahren, und dann ging es los“, erzählt Lohrer.



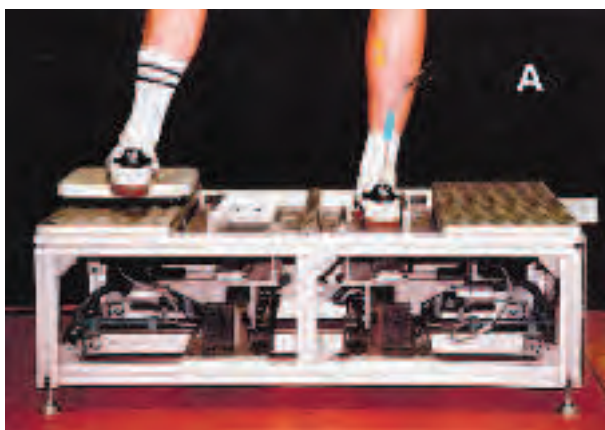
Mit ihrem Blick für außergewöhnliche Messmethoden orientierten die drei Forscher sich auch über Deutschland hinaus. Mit der Optic fiber hatte Prof. Paavo Komi aus Jyväskylä bereits Untersuchungen unter anderem an Skispringern vorgenommen. Mit dem „Vater“ der Optic fiber entwickelte sich eine Freundschaft, die späteren Messungen der Arbeitsgemeinschaft wurden gemeinsam mit dem Finnen durchgeführt. „An der Optic fiber hängt eine ausgefeilte Technologie, die Komi nicht preisgibt. Wer mit der Optic Fiber messen will, muss ihn mit seinem Team einfliegen lassen“, so Lohrer. Oder selbst nach Finnland reisen, wie es Lohrer, Alt und Gollhofer taten, um auch die 10 Meter lange, für beide Beine parallel laufende Kraftmessplattform des Finnen zu nutzen.

Sprunggelenk im Fokus

War die Optic Fiber bislang nur an der Achillessehne zum Einsatz gekommen, so transformierte die Arbeitsgemeinschaft Biomechanik sie erstmals für das Sprunggelenk. „Wir wollten wissen, ob man sie am Außenband des Sprunggelenks einsetzen kann“, so Lohrer. Das Projekt ist Teil der Habilitation von Wilfried Alt, die sich mit biomechanischen Aspekten der Gelenkstabilisierung befasst.

Das Sprunggelenk hat die drei Forscher seit der Gründung der Arbeitsgemeinschaft nicht mehr losgelassen – bilden doch Sprunggelenkverletzungen die häufigsten Verletzungen im Spitzensport. Und immer wollten sie mehr wissen, als mit herkömmlichen Messmethoden herauszufinden war. Ein nicht weniger spannendes Messinstru-

2 Als erster Proband für seine Optic fiber-Studie stellte sich Lohrer selbst zur Verfügung – sein Assistent implantierte sie ihm nach seinen Anweisungen. Auch seine beiden Kollegen mussten ran – hier Prof. Albert Gollhofer (r.). Im Hintergrund Optic fiber-Erfinder Prof. Paavo Komi.



3 Die Umknickplattform simuliert Kapselbandverletzungen. Die Standfläche des Geräts kann über ein elektromagnetisches Verschlussystem – für den Probanden unerwartet – entriegelt werden. Es können definierte Gelenkbewegungen mit einer Amplitude von 30 Grad Inversion und 15 Grad Plantarflexion ausgelöst werden, die dem Umknicktrauma nahekommen. Am Sprunggelenk sind ein Elektrogoniometer und an der Unterschenkelmuskulatur EMG Oberflächenelektroden angebracht



4 Als Nachfolger der Umknickplattform entwickelte Prof. Wilfried Alt einen „Umknickschuh“, der Sprunggelenksverletzungen dynamisch und in Echtzeit simulieren kann. Die Probanden stehen auf einem Podest und wissen vor dem Aufprall nicht, ob ihr Schuh eine plane oder eine instabile Sohle aufweist.

Probanden finden sich leicht

Optic fiber, Umknickplattform, „Umknickschuh“ – ist bei diesen Messmethoden das Verletzungsrisiko für die Probanden nicht zu groß? Schreckt das Probanden nicht ab?

„Bei der Optic fiber war das Risiko relativ gering, weil sie nur 0,5 Millimeter Durchmesser hat. Trotzdem haben wir natürlich Probandenversicherungen abgeschlossen und uns die Untersuchungsmethode von der Ethikkommission evaluieren und genehmigen lassen,“ entgegnet Lohrer. Und bei seinem „Umknickschuh“ hat Wilfried Alt dafür gesorgt, dass der Schuh bei 20 bis 30 Grad blockiert, so dass das Sprunggelenk nur so weit umknickt, dass es nicht verletzt wird.

Die Annahme, dass sich zu solchen Studien trotzdem nur wenige Probanden bereit erklären, kann

Lohrer leicht widerlegen. „Schon wenn wir hier einen Aushang im Institut machen, melden sich zahlreiche Mitarbeiter und Studenten. Und wenn Sie in eine Zeitung, die in jeden Haushalt kommt, eine Anzeige setzen, dann brauchen Sie einen Mitarbeiter, der eine Woche lang nichts anderes macht als Anrufe entgegenzunehmen.“ Manche wollen einfach mal mit dabei sein, wenn sich in der Wissenschaft etwas tut, manche erhoffen sich, vorsorglich etwas zu erfahren, sollten sie selbst mal Sprunggelenksprobleme bekommen. „So lange da steht: „kostet nichts“, finden Sie immer Probanden. Wenn Sie dann aber sogar noch etwas für die Teilnahme bezahlen, rennen Ihnen die Leute die Bude ein“, schildert Lohrer die Erfahrung der Arbeitsgemeinschaft.

ment als die Optic Fiber war eine Umknickplattform, die die Arbeitsgemeinschaft bereits in den 80er-Jahren entwickelte und 1993 publizierte. „Wir wollten damals ein Messgerät entwickeln, mit dem wir erkennen können, was der Fuß in der Bewegung macht“, erläuterte Lohrer die ursprüngliche Idee. Sein damaliger Mitarbeiter Christoph Scheuffelen konstruierte nach Anweisungen von Gollhofer und Lohrer eine Kippplattform, mit der kontrollierte Umknickbewegungen des Sprunggelenks ausgelöst werden konnten (Abb. 3). Dabei steht der Proband entspannt auf der Umknickplattform. Ohne Vorkündigung wird die Plattform dann in unterschiedlichen Winkeln plötzlich abgekippt, so dass das Umknicken des Fußes bei Verletzungsvorgängen simuliert wird.

Inzwischen ist Wilfried Alt in Stuttgart federführend in diesen Untersuchungen – für die führenden Hersteller von Orthesen, Bandagen und Tapes ist es mittlerweile Standard geworden, neue Produkte bei ihm testen zu lassen. „Fast alle Orthesen marschieren mittlerweile über die Klappe“, so Alt.

In Realgeschwindigkeit messen

Mit zirka 400 Grad pro Sekunde war die Umknickplattform bereits in der Lage,

sehr hohe Umknickgeschwindigkeiten zu simulieren. An die Geschwindigkeit von realen Umknickverletzungen, etwa beim Tennis oder Volleyball, kam sie dennoch nicht heran. Zudem löste sie den Umknickvorgang aus einer statischen Situation heraus aus – auch das entsprach noch nicht der realen Verletzungssituation. Wilfried Alt entwickelte daher einen Nachfolger, der die wirkliche Verletzungsgeschwindigkeit in der Dynamik abbildet: einen Schuh mit einer Spezialsohle, an der sich medial ein Längskeil von 25 Millimeter Höhe befindet (Abb. 4). Mit diesem Schuh lässt Wilfried Alt seine Probanden von einem Podest springen – beim Aufprall wird durch den Längskeil ein Umknickreiz mit einem Inversionswinkel von 25 Grad mit einer Geschwindigkeit von zirka 1000 Grad pro Sekunde appliziert.

Früh dabei in der Sensomotorik

Mit den Messmethoden und Studien, die die Arbeitsgemeinschaft Orthopädische Biomechanik zum Sprunggelenk entwickelte, legte sie ihr Augenmerk schon früh auf die Sensomotorik. „Damals nannten wir es noch „Propriozeption“, berichtet Lohrer. „Das war zu einer Zeit, als in Deutschland noch kaum jemand etwas davon wissen wollte.“



5 Mit ihrer „Kippplattform“ entwickelten Lohrer, Alt und Gollhofer eines der ersten sensomotorischen Trainingsgeräte für das Sprunggelenk.



6 Die Ideen für unkonventionelle Messmethoden gehen der Arbeitsgemeinschaft nicht aus. In Analogie zu einem in früheren Studien eingesetzten „Knietester“ entwickelte die Arbeitsgruppe jüngst einen „Ankle tester“, der den so genannten Talusvorschub, also die translatorische Bewegung des Sprungbeines gegenüber der Tibia, messen kann. Das Gerät besteht aus zwei durch einen Gleitmechanismus verbundene Teile: Teil A besteht aus einer variabel anpassbaren Platte (Drehkurbelmechanismus) und einem darauf angebrachten anatomischen Shin pad für die Anpassung an das vordere Schienbein. Teil B besteht aus einer plantaren Platte, auf der die gesamte Fußsohle ruht, und einer Fersenschale. Durch einen Gleitmechanismus werden Teil A und Teil B in Höhe des außenseitigen oberen Sprunggelenks verbunden. Der Mechanismus lässt eine translatorische Bewegung im Sinne des Talusvorschubes zu. Im Rahmen ihrer Promotion bei Prof. Heinz Lohrer setzt Tanja Nauck dieses Messgerät derzeit für eine Studie ein.

Lohrer, Gollhofer und Alt hatten die Tragweite erster Studien erkannt, die auf den prophylaktischen Wert koordinativer Trainingsformen und konsequenten sensomotorischen hingewiesen hatten. Sie führten daraufhin eine prospektive kontrollierte Studie durch, die die Wirkung von Krafttraining, koordinativ-propriozeptivem Training und einer gemischten Trainingsform vergleichend untersuchte. Dazu konstruierten sie ein spezielles Kippbrettchen mit zwei Zentimeter Rollenhöhe, das die bereits vorhandenen Geräte sinnvoll ergänzte und die Verletzungsgefahr minimierte. (Abb. 5).

Insbesondere ihre Erkenntnis, dass sensomotorisches Training mindestens in gleichem Maße wie Krafttraining ei-

ne Zunahme der Kontraktionskraft und sogar eine schnellere Kraftentwicklung der Pronatorenmuskulatur zur Folge hat, war zu dieser Zeit völlig überraschend. Schon damals zeigte sich, dass die ausschließlich sensomotorisch trainierende Gruppe besonders in der ersten Phase der Muskelkontraktion bessere Ergebnisse erzielte als die Gruppe, die Krafttraining durchführte. Für die Prävention von Sprunggelenkverletzungen ist das entscheidend. Denn die muskuläre Aktivität in der Frühphase ist ausschlaggebend dafür, ob es beim plötzlichen Umknicken des Sprunggelenks zu einer Verletzung kommt. Wer sich vor Sprunggelenkverletzungen schützen möchte, sollte also sensomotorisch trainieren, so die Schlussfolgerung.

Auch das Knie lässt sich auf diese Weise stärken, erkannte die Arbeitsgruppe. So förderte eine spätere Studie zutage, dass sich sensomotorisches Training der Sprunggelenkmuskulatur auch positiv auf die knieumspannende Muskulatur auswirkt.

In ihren Studien zur stabilisierenden Wirkung von Tapeverbänden bezogen die Forscher ebenfalls sensomotorische Aspekte ein. So ergaben ihre Studien, dass Tapeverbände das Sprunggelenk nicht nur mechanisch stabilisieren – indem sie Bewegungen einschränken –, sondern auch neuromuskulär. So führe die Kompressionswirkung des Tapes dazu, dass der Körper schneller Signale erhält, wie und in welche Richtung sich das Gelenk bewegt. Damit könne das neuromuskulä-

re System Gefahrensituationen schneller erkennen und entsprechend reagieren.

Aufgrund einer gerade abgeschlossenen Studie mit Handballern der 1. und 2. Bundesliga kann Prof. Wilfried Alt neuerdings eine unter Physiotherapeuten häufig herrschende Skepsis gegenüber Tapeverbänden widerlegen. Mit über 60 Versuchspersonen, von denen die Hälfte ein halbes Jahr Orthesen getragen hat, die andere nicht, soll nachgewiesen werden, dass Orthesen nicht zu Atrophien oder Schädigungen des neuromuskulären Systems führen. „Da statistisch bereits eindeutig erwiesen ist, dass Orthesen die Verletzungshäufigkeit reduzieren, können wir danach Orthesen und Tapeverbände zweifelsfrei empfehlen“, so Alt.

Prävention verbessern

Eines hat sich in all den Jahren der Zusammenarbeit für die drei Forscher ganz klar herauskristallisiert: Verletzungen am Sprunggelenk sind immer ein komplexes Geschehen und nie durch eine Ursache erklärbar. Aber: man kann ihnen vorbeugen. „Verletzungen, die durch Einwirkung von Gegnern oder Hindernissen zustande kommen, werden wir nie verhindern können,“ meint Prof. Wilfried Alt. „Wir sind nach unseren Studien aber überzeugt, dass wir durch zwei Strategien den übrigen Verletzungen vorbeugen können: aktiv durch spezielles, sensomotorisches Training und passiv durch Orthesen, Schuhe, Bandagen und Tapes.“ ■

SW

Orthopädie

Zeitschrift für Prävention und Rehabilitation

schuhtechnik



eDossier
www.ostechnik.de

Sensomotorik

Teil 5 Sensomotorisches Training

Sensomotorisches Training

Sensomotorisches Training in der
Bewegungstherapie, der Verletzungsprophylaxe
und im Sport

Granacher, Gollhofer

SONDERHEFT SENSOMOTORIK 2006

Sensomotorisches Training im Alter
– unter Berücksichtigung alltagsmotorischer Aufgaben

Granacher, Gollhofer

ORTHOPÄDIESCHUHTECHNIK 1/2007

Propriozeptives Training der unteren Extremität
– Training der Sinne

Klaus Heuchemer

OST SONDERHEFT PROPRIOZEPTION 2000

Propriozeptives Training zur Sprunggelenksprophylaxe

Podzielný, Milani, Gollhofer

OST SONDERHEFT PROPRIOZEPTION 2000

Sensomotorisches Training im Reflex Control

Annette Switala

SPEZIAL SOHLENGÄNGER

Urs Granacher, Albert Gollhofer:

Sensomotorisches Training in der Bewegungstherapie, der Verletzungsprophylaxe und im Sport

Zusammenfassung:

Sensomotorisches Training ist eine Trainingsform, deren Wirkweise bis vor einigen Jahren noch nicht eindeutig wissenschaftlich belegt war. Dennoch war sensomotorisches Training ein wichtiger Bestandteil im Berufsalltag von Physio- und Sporttherapeuten, insbesondere bei der Behandlung von Verletzungen der unteren Extremitäten. Verschiedenen Studien gelang es schließlich, den gelenkstabilisierenden Effekt und damit eine verbesserte motorische Kontrolle durch diese Trainingsmaßnahme nachzuweisen. Aufgrund dieser neuen Erkenntnisse konnte sensomotorisches Training nicht nur zur Nachbehandlung von Sportverletzungen eingesetzt werden, sondern auch als präventive Maßnahme zur Vermeidung von Verletzungen der unteren Extremitäten. Das verletzungsprophylaktische Potenzial zeigt sich v.a. beim Einsatz in den Ballsportarten Fußball, Handball und Volleyball, aber auch bei der Vermeidung von Stürzen im Alter.

Die vielfältigen Einsatzmöglichkeiten von sensomotorischem Training, die einfache und unkomplizierte Umsetzung der gleichgewichtsschulenden Übungen in die Sportpraxis, die zu erzielenden neuromuskulären Anpassungserscheinungen an diese Trainingsform und nicht zuletzt der damit einhergehende verletzungsprophylaktische Effekt dieser Maßnahme, machen sensomotorisches Training zu einem bedeutenden Bestandteil der Bewegungstherapie des Schul- und des Leistungssports.

Anschrift für die Verfasser:

Dr. Urs Granacher
Albert-Ludwigs-Universität Freiburg
Inst. f. Sport u. Sportwissenschaft
Schwarzwaldstr. 7
79117 Freiburg i.Br.
Email: urs.granacher@
sport.uni-freiburg.de

Bis vor wenigen Monaten noch waren sensomotorische Übungsformen und deren Wirkungsweise auf den menschlichen Organismus ausschließlich fachkundigen Physio- / Sporttherapeuten, Sportwissenschaftlern und Sportmedizinern bekannt. Mit der Fußballweltmeisterschaft im eigenen Land hat sich jedoch der Bekanntheitsgrad sensomotorischen Trainings erheblich vergrößert. In diesem Zusammenhang sei nur an die Fernsehbilder deutscher Fußballnationalspieler erinnert, die sich mit „Thera-Bändern“ zwischen den Beinen über den Fußballplatz mühten. Das Medienecho auf diese zunächst eigenartig anmutenden Stabilsationsübungen fiel sehr widersprüchlich aus und reichte von Zustimmung bis hin zur vollständigen Ablehnung solcher Trainingsmaßnahmen. Rückblickend könnte man es sich nun einfach machen und behaupten, dass der erzielte Erfolg bei der Weltmeisterschaft die eingesetzten trainingsmethodischen Mittel rechtfertigt. Da sich jedoch die sportliche Leistung aus einem komplexen Bedingungsgefüge unterschiedlicher Komponenten zusammensetzt [vgl. SCHNABEL u.a. 1994], ist eine solche Argumentation zu pauschalisierend und würde daher die tatsächlichen Wirkungsweisen sensomotorischen Trainings nicht ausreichend wiedergeben.

Daher werden im folgenden Beitrag die Einsatzmöglichkeiten und die Trainingseffekte von sensomotorischem Training in der Bewegungstherapie, der Verletzungsprophylaxe und im Schul- sowie im Leistungssport anhand der relevanten Literatur beschrieben. Der inhaltliche Schwerpunkt des Artikels wird hierbei auf den Schul- und Leistungssport gelegt. Zum Einsatz von sensomotorischem Training im Schulsport werden in diesem Überblicksbeitrag Originaldaten präsentiert.

Die Einsatzmöglichkeiten von sensomotorischem Training

Eine umfassende Literaturanalyse zum Thema Einsatzmöglichkeiten von sensomotorischem Training ergibt, dass diese Trainingsform zur Prävention und Rehabilitation von Sportverletzungen der unteren [vgl. CARAFFA u.a. 1996; ROZZI u.a. 1999; BRUHN u.a. 2001; JUNGE u.a. 2002; VERHAGEN u.a. 2004; GARRICK/REQUA 2005; OLSEN u.a. 2005; GRUBER u.a. 2006] und der oberen Extremitäten [vgl. PARTIN u.a. 1994; JEROSCH/WUSTNER 2002], zur Sturzprophylaxe im Alter [vgl. BECKER u.a. 2003; LINDEMANN u.a. 2004], zur Leistungsverbesserung der Kraftfähigkeiten und des Gleichgewichtsvermögens bei Normalpersonen [vgl. HEITKAMP u.a. 2001; BRUHN u.a. 2004; GRUBER/GOLLHOFER 2004; BRUHN u.a. 2006], bei Athleten [vgl. GIOFTSIDOU u.a. 2006; MYER u.a. 2006], bei Schülern [vgl. EMERY u.a. 2005]; GRANACHER u.a. 2006b] und bei älteren Menschen [vgl. VERFAILLIE u.a. 1997; WILLIAMS u.a. 1997; GRANACHER u.a. 2006a] beiträgt. Eine Auflistung von Studien zu den Einsatzmöglichkeiten und den Wirkweisen von sensomotorischem Training findet sich in Tabelle 1.

Verletzungsprophylaxe in den Ballsportarten

Aus dem Bericht „Sportunfälle – Häufigkeit, Kosten, Prävention“ der ARAG Versicherungs AG, der in Kooperation mit dem Lehrstuhl für Sportmedizin der Ruhr-Universität Bochum entstanden ist, geht hervor, dass in etwa 23 Millionen Bundesbürger regelmäßig, d.h. mehrmals im Monat sportlich aktiv sind. Leider bewirkt die regelmäßige sportliche Betätigung nicht nur gesundheitsfördernde Anpassungserscheinungen im Herz-Kreislauf und im neuromuskulären System, sondern

bringt auch eine gewisse Verletzungsgefahr mit sich. So ist dem zuvor zitierten Bericht zu entnehmen, dass sich im Jahr 2000 die Kostenbelastung im Gesundheitswesen durch Sportunfälle auf 1.65 Milliarden Euro belief. Dies entspricht einem Anteil von 0.8% der Gesamtkosten im Gesundheitswesen. Gliedert man die Unfallhäufigkeit im organisierten Vereinssport nach Sportarten, so zeigt sich eine deutliche Tendenz in Richtung der Ballsportarten. In der Sportunfallstatistik der ARAG Versicherungs AG belegen die Sportarten Fußball, Handball, Volleyball und Basketball bei den Männern die ersten vier Plätze. Damit sind circa 80% aller von Männern erlittenen Sportunfälle den vier großen Ballsportarten zuzuordnen. Bei den Frauen zeigt sich hierbei ein etwas anders geartetes Bild. Auf dem ersten Platz findet sich die Sportart Handball mit einer Unfallhäufigkeit von 22% wieder, gefolgt von Volleyball mit 12%, Gymnastik mit 11% und schließlich Turnen mit 8,6%. Der Sportunfallstatistik der ARAG AG zufolge entfallen damit etwa 75% aller Sportunfälle im Vereinssport auf Männer und 25% auf Frauen. Im Hinblick auf die betroffenen Körperregionen lässt sich feststellen, dass Sprunggelenksverletzungen mit rund 27% an der Spitze liegen. An zweiter Stelle ordnen sich Kniegelenksverletzungen mit ca. 18% ein, an dritter Stelle Kopfverletzungen mit 13% und an vierter Stelle Handverletzungen mit 11%.

Die zunehmende Zahl von Verletzungen der unteren Extremitäten wurde in den vergangenen Jahren immer wieder auf mangelhafte konditionelle Voraussetzungen der Sportler oder auf gewaltsame Einwirkungen von gegnerischen Aktivitäten im Sportspiel zurückgeführt. Dass dieser Ansatz offensichtlich zu kurz greift, zeigen übereinstimmend Untersuchungen über Verletzungshäufigkeiten des vorderen Kreuzbandes (VKB) aus den Sportsportarten. Es konnte eindrucksvoll gezeigt werden, dass ungefähr zwei Drittel aller VKB-Verletzungen in Situationen ohne gegnerischen Kontakt entstehen [vgl. HAWKINS/FULLER 1998; WEDDERKOPP u.a. 1999].

Daher kann eine Vermeidung dieser Verletzungstypen nur durch eine dynamisch-motorische Kontrolle und eine situativ-adäquate Einstellung von Gelenkpositionen erzielt werden. Die Kontrolle der Gelenksteifigkeit („Stiff-

ness“) hängt dabei primär von koordinativen Aspekten der motorischen Kontrolle ab [vgl. GOLLHOFER 2003]. Hierbei bildet die Integration der sensorischen Rückmeldungen aus den Propriozeptoren der Muskeln, Bänder und Sehnen die Basis für eine sensorische Kontrolle der unteren Extremität während sportlicher Bewegungen. Diese integrativen Prozesse der Sensomotorik lassen sich v.a. durch sensomotorisches Training schulen und verbessern. Entsprechend versteht man unter sensomotorischem Training eine Trainingsform, die eine verbesserte Aufnahme, Weiterleitung, Verarbeitung und Umsetzung sensorischer Informationen im zentralen Nervensystem bewirkt [vgl. GRANACHER/GOLLHOFER 2005].

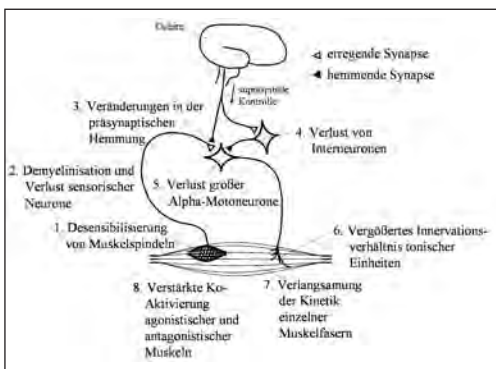
Bislang wurden insbesondere im Bereich der Ballsportarten einige randomisierte, kontrollierte Studien durchgeführt, die verletzungsreduzierende Effekte durch sensomotorisches Training nachweisen konnten. OLSEN u.a. [2005] untersuchten insgesamt 120 Handballmannschaften mit mehr als 1800 Spielern über eine Spielsaison hinweg. Sie konnten signifikante Reduktionen der Verletzungsraten in der Interventionsgruppe ($n = 958$), die ein Balancetraining absolvierte, nachweisen. Im Vergleich zur Kontrollgruppe ($n = 879$) konnten die Autoren eine durchschnittliche Senkung der Verletzungsraten von 50% feststellen, unabhängig von der Art der Verletzung und relativ unabhängig davon, ob es sich um trainings- oder wettkampfbedingte Verletzungen handelte.

Aus der niederländischen Studie von VERHAGEN u.a. [2004] ist bekannt, dass sensomotorisches Training auch im Bereich des Volleyballsports höchst effizient ist. Das Ziel der Studie war es festzustellen, ob sich durch ein zusätzliches sensomotorisches Training (Interventionsgruppe $n = 641$) eine signifikante Beeinflussung der Verletzungsraten ergibt. Hierzu analysierten die Autoren 116 männlichen und weiblichen Teams über eine gesamte Volleyballsaison hinweg. Gegenüber der randomisiert eingerichteten Kontrollgruppe ($n = 486$) reduzierten sich die Verletzungszahlen deutlich. Während die Kontrollgruppe noch über 1,8 Verletzungen pro 1000 Spielstunden berichtete, sank dieser Wert auf 1,4 bei der Trainingsgruppe. Die isolierte Betrachtung von Verletzungs-

raten des Sprunggelenkkomplexes ergab, dass die Interventionsgruppe nach dem sensomotorischen Training in der Lage war, die Anzahl der Sprunggelenksverletzungen nahezu zu halbieren (0,9 versus 0,5 Verletzungen pro 1000 Spielstunden). Als besonders wertvoll erwies sich das zusätzliche Balancetraining bei denjenigen Spielern, die bereits früher am Sprunggelenk verletzt waren.

Neben den Sportarten Handball und Volleyball wurden auch im Fußball Studien durchgeführt, die den Nachweis erbringen sollten, dass ein kontinuierlich angewandtes sensomotorisches Training verletzungsprophylaktisch wirkt. JUNGE u.a. [2002] untersuchten hierzu 14 Fußballmannschaften ($n = 194$) aus dem Amateurbereich über einen Zeitraum von einem Jahr. Sieben Mannschaften absolvierten neben dem fußballspezifischen Training ein zusätzliches sensomotorisches Training, die anderen sieben Mannschaften dienten als Kontrollgruppe und führten ihr normales Training durch. Die Ergebnisse der Studie sprechen für den Einsatz von sensomotorischem Training als verletzungsprophylaktische Interventionsmaßnahme im Fußball. Die Verletzungshäufigkeit reduzierte sich bei den sieben sensomotorisch trainierten Mannschaften im Vergleich zur Kontrollgruppe um 21%. In einer weiteren Studie untersuchten CARAFFA u.a. [1996] den Einfluss von sensomotorischem Training auf die Vermeidung von VKB-Verletzungen bei einer Stichprobe von 40 semiprofessionellen Fußballmannschaften ($n = 600$). Die Untersuchung war über einen Zeitraum von drei Spielzeiten angelegt. 20 Teams (300 Fußballspieler) führten täglich ein sensomotorisches Training von 20 min auf unterschiedlich instabilen Unterlagen durch. Die verbleibenden 300 Probanden fungierten als Kontrollgruppe und nahmen lediglich am regulären Fußballtraining teil. Das Ergebnis der Untersuchung war sehr beeindruckend, da im Untersuchungszeitraum in der Interventionsgruppe lediglich 10 VKB-Rupturen festgestellt wurden. In der Kontrollgruppe waren über den gleichen Zeitraum 70 Fußballer von VKB-Rupturen betroffen.

Die vorgestellten Untersuchungsergebnisse sind insofern interessant, da mit Verletzungstraumen gewissermaßen ein sensomotorischer (proprio-



1 Altersbedingte Veränderungen im sensomotorischen System, die sowohl afferent sensorische als auch efferent motorische Funktionsabläufe beeinträchtigen. Dargestellt sind die im Text beschriebenen und diskutierten degenerativen Prozesse im sensomotorischen System. Weiße Dreiecke stellen erregende Synapsen dar, schwarze Dreiecke hemmende.

rezeptiver) Funktionsverlust einhergeht, dem durch ein sensomotorisches Training im Sinne einer Verletzungsreduktion eindrucksvoll begegnet werden kann.

Training zur Sturzprophylaxe im Alter

Der Alterungsprozess des Menschen hat auch Auswirkungen auf die Kraftfähigkeiten und die Reflexaktivitäten. In der Ausgabe 1/07 wird in dieser Zeitschrift ein ausführlicher Beitrag dazu erscheinen mit dem Titel „Die Auswirkungen von sensomotorischem Training im Alter unter besonderer Berücksichtigung alltagsmotorischer Aufgaben“.

Die altersbedingten Veränderungen im sensomotorischen System, die ein erhöhtes Sturzrisiko zur Folge haben, werden im Folgenden zusammenfassend auf der Basis der zur Verfügung stehenden Literatur wiedergegeben (vgl. Abb. 1):

1. Desensibilisierung von Muskelspindeln [vgl. MYNARK/KOCEJA 2001/ SWASH/FOX 1972]
2. Demyelinisation und Verlust sensorischer Neurone [vgl. MAISONOBE/HAUW 1997/ OLNEY 1985]
3. Veränderungen in der präsynaptischen Hemmung [vgl. EARLES u.a. 2001/ MORITA u.a. 1995]
4. Verlust von Interneuronen [vgl. TERAU u.a. 1996]
5. Verlust großer Alpha-Motoneurone [vgl. KAWAMURA u.a. 1977/ WANG u.a. 1999]
6. Vergrößertes Innervationsverhältnis überlebender tonischer Einheiten

und damit verbundene Veränderungen im Rekrutierungs- und Frequenzierungsverhalten motorischer Einheiten [vgl. HÄKKINEN u.a. 1995/ ROGERS/EVANS 1993/ ROOS u.a. 1997]

7. Verlangsamung der Kinetik einzelner Muskelfasern [vgl. ANIANSSON u.a. 1986/ ANIANSSON u.a. 1992/ ESEN-GUSTAVSSON/BORGES 1986/ LEXELL u.a. 1988]
8. Verstärkte Ko-Aktivierung agonistischer- und antagonistischer Muskeln [vgl. HÄKKINEN 2003]

Untersuchungsergebnisse verschiedener Studien deuten darauf hin, dass sensomotorisches Training diesen degenerativen Prozessen im sensomotorischen System entgegenwirken kann. In diesem Zusammenhang berichten GRANACHER u.a. [2004] und GRANACHER u.a. [2006a], dass sich diese Trainingsform leistungspositiv auf funktionelle Reflexaktivitäten und auf die Kraftfähigkeiten bei älteren Menschen auswirkt. Die Autoren konnten jedoch nicht den direkten Nachweis der sturzprophylaktischen Wirkweise von sensomotorischem Training erbringen.

Dies gelang jedoch der Arbeitsgruppe um Clemens Becker vom Geriatrischen Zentrum der Universität Ulm. An der Studie [vgl. BECKER u.a. 2003] nahmen Bewohner von sechs Alterspflegeheimen in Deutschland (n = 981) über einen Zeitraum von zwölf Monaten teil. Die Probanden mit einem durchschnittlichen Alter von 85 Jahren wurden randomisiert in eine Interventionsgruppe (sensomotorisches Training und Krafttraining) und eine Kontrollgruppe eingeteilt. Während des Untersuchungszeitraumes konnten in der Interventionsgruppe 188 gestürzte Probanden ermittelt werden und in der Kontrollgruppe 247. Damit sind in der Kontrollgruppe 52,3% der Probanden gestürzt und in der Interventionsgruppe lediglich 36,9%. Leider konnte der Beweis der Auswirkungen von Training auf die Vermeidung von sturzbedingten Verletzungen, insbesondere Hüftfrakturen, aufgrund einer zu kleinen Stichprobe in dieser Studie nicht erbracht werden. Dennoch deutet sich an, dass sensomotorisches Training im Alter nicht nur die Kraftfähigkeiten und die funktionellen Reflexaktivitäten verbessert, sondern auch einen Beitrag zur Reduktion der Sturzgefahr im Alter leisten kann.

Sensomotorisches Training im Leistungssport

In der Praxis der angewandten Trainingswissenschaften werden oftmals Pilotstudien an „Normalbürgern“ durchgeführt, die erste Ergebnisse über eine Trainingsmaßnahme und die zugrunde liegende Fragestellung liefern sollen. Im Anschluss an die Pilotstudie richtet sich die weitere Vorgehensweise nach den erzielten Resultaten. Sollte sich herausstellen, dass die angewandte Trainingsintervention die körperliche Leistungsfähigkeit der Probanden verbessert hat, so wird in einem zweiten Schritt die Wirkweise der zuvor getesteten Trainingsmaßnahme an Nachwuchskaderathleten überprüft. Bei Trainingsstudien, die auf die Verbesserung der Kraftfähigkeiten abzielen, werden entsprechend Nachwuchsathleten aus Sportarten ausgewählt, bei denen die Kraftfähigkeiten das Anforderungsprofil der jeweiligen Sportart dominieren.

Diese hier beschriebene Vorgehensweise wurde so auch am Institut für Sport und Sportwissenschaft der Universität Freiburg bei der Überprüfung der Wirkweise von sensomotorischem Training praktiziert. Zunächst untersuchten BRUHN u.a. [2004 / 2006] und GRUBER/GOLLHOFER [2004] unterschiedliche Fragestellungen zu den Auswirkungen von sensomotorischem Training auf die Kraftfähigkeiten bei Sportstudenten.

Aus der Studie von GRUBER/GOLLHOFER [2004] geht hervor, dass sensomotorisches Training keinen Effekt auf die Maximalkraft bei isometrischen Maximalkontraktionen der Beinextensoren hat. Interessant ist jedoch die Feststellung, dass sich die Fähigkeit zur explosiven Kraftentwicklung durch diese neuromuskuläre Trainingsform verbessern lässt. Eine vierwöchige Trainingsphase bewirkte erhebliche Veränderungen im Kraftanstiegsverhalten bei isometrischen Maximalkontraktionen der Beinextensoren. Die Autoren GRUBER/GOLLHOFER [2004] konnten feststellen, dass sich die Steigung der Kraft-Zeit-Kurve ausschließlich in den Zeitfenstern von Kraftbeginn („onset of force“ = zwei Prozent von Fmax) bis 30, bis 50 und bis 100ms vergrößert hat. Der maximale Explosivkraftwert (größter Anstieg der Kraft-Zeit-Kurve) zeigte ebenfalls eine signifikante Erhöhung.

Neben der Analyse der Kraft-Zeit-Kurve wurden auch die Muskelaktions-

potentiale der Beinstrecker (M. vastus medialis; M. vastus lateralis) bei isometrischer Maximalkontraktion elektromyographisch erfasst. Die EMG-Signale wurden in den Zeitfenstern von Kraftbeginn bis 30, bis 50 und bis 100ms integriert und anschließend zeitnormiert ("Mean Amplitude Voltage" – MAV). Im Zeitfenster 0–30ms konnten GRUBER/GOLLHOFFER [2004] einen Zuwachs der MAV für den M. vastus medialis von 97% und für den M. vastus lateralis von 99% feststellen. Die MAV des M. vastus medialis stieg im Zeitfenster 0–50ms um 70% und im Zeitfenster 0–100ms um 65% an. Der M. vastus lateralis verzeichnete im Zeitfenster 0–50ms ebenfalls einen Zuwachs der MAV von 70% und im Zeitfenster 0–100ms von 61%.

In der Studie von BRUHN u.a. [2004] wurden auch die Auswirkungen von sensomotorischem Training auf die Kraftfähigkeiten bei Sportstudenten untersucht. Die Autoren bestätigen insofern die Resultate von GRUBER/GOLLHOFFER [2004], als dass sie ebenfalls ein verbessertes Kraftanstiegsverhalten bei isometrischen Maximalkontraktionen feststellen konnten und zudem von leistungspositiven Auswirkungen des vierwöchigen sensomotorischen Trainings auf die Sprungkraft berichten [vgl. BRUHN u.a. 2004].

In einer weiterführenden Studie untersuchten BRUHN u.a. [2006] die Effekte eines sensomotorischen Trainings in Kombination mit einem klassischen Krafttraining auf die Kraftfähigkeiten. Hierzu wurden die teilnehmenden Sportstudenten randomisiert in zwei Experimentalgruppen eingeteilt. Das Training der Gruppe 1 bestand aus einem vierwöchigen sensomotorischen Training und einem vierwöchigen Krafttraining. Gruppe 2 trainierte über den gleichen Zeitraum, jedoch in umgekehrter Reihenfolge, d.h. zunächst Krafttraining und im Anschluss sensomotorisches Training. Nach der achtwöchigen Trainingsphase stellte sich heraus, dass Gruppe 1 erheblich höhere Zuwachsraten im Bereich der Kraftfähigkeiten aufweisen konnte als Gruppe 2. Die Parameter Explosivkraft und Maximalkraft zeigten deutliche Zuwachsraten. Die Autoren BRUHN u.a. [2006] vermuten, dass ein vor das Krafttraining geschaltetes sensomotorisches Training einen vorbereitenden bzw. bahnenden Effekt im neu-

Autoren	Probandenkollektiv	Trainingsmaßnahmen	Wirkweise
HOFFMAN/PAYNE [1995]	gesunde Probanden	Biomechanical Ankle Platform System (BAPS)	verbesserte posturale Kontrolle
CARAFFA u.a. [1996]	semiprofessionelle Fußballer	Vier verschiedene Wackel-bretter mit unterschiedlichem Schwierigkeitsgrad	Verletzungsprophylaxe, Reduktion von VKB - Rupturn
WILLIAMS u.a. [1997]	ältere gesunde Probanden	verschiedene instabile Unterlagen; mit und ohne visuelle Kontrolle	verbesserte posturale Kontrolle und Kraftfähigkeit
VERFAILLIE u.a. [1997]	ältere gesunde Probanden	spezielle Gymnastik; Tai-Chi	verbesserte Kraftfähigkeit
BERNIER/PERRIN [1998]	Probanden mit instabilem Sprunggelenk	Wackelbrett, Sportkreisel	verbesserte posturale Kontrolle
JEROSCH u.a. [1998]	Probanden mit akuter LCA-Insuffizienz	Posturomed®	verbesserte posturale Kontrolle
GAUCHARD u.a. [1999]	ältere gesunde Probanden	spezielle Gymnastik; Yoga	verbesserte posturale Kontrolle
ROZZI u.a. [1999]	Patienten mit instabilen Sprunggelenken	Einbeinstandübungen	verbesserte funktionale Stabilität im Sprunggelenkskomplex
WEDDERKOPP u.a. [1999]	weibliche Handballspielerinnen	Sportkreisel	reduzierte Verletzungsinzidenz
BRUHN u.a. [2001]	Sportstudenten	Kippbrett, Sportkreisel, Airex-Matte®	verbesserte Kniestabilität
HEITKAMP u.a. [2001]	„Normalbürger“	Mini-Trampolin, Pezzi-Ball, Kippbrett	verbesserte posturale Kontrolle und Kraftfähigkeit
JEROSCH/WUSTNER [2002]	Patienten mit subacromialem Schmerzsyndrom	instabile Geräte (Body-Blade, BOING), Tai Chi, Wassergymnastik	verbesserte Propriozeption (Gelenkwinkelreproduktionstest)
JUNGE u.a. [2002]	Nachwuchsfußballer	Beratung und Einweisung von Fußballtrainern zum Ablauf des sensomotorischen Trainings	Reduktion von Verletzungen der unteren Extremitäten
BECKER u.a. [2003]	Ältere Pflegeheimbewohner (durchschnittl. Alter 85 Jahre)	Einfache Balanceübungen und Krafttraining	Reduktion der Sturzhäufigkeit
MYKLEBUST u.a. [2003]	weibliche Handballspielerinnen	Sportkreisel, Airex-Matte®	reduzierte Anzahl vorderer Kreuzbandrisse
BRUHN u.a. [2004]	Sportstudenten	Kippbrett, Sportkreisel, Airex-Matte®	verbesserte Kraftfähigkeit (v.a. Sprungkraft)
GRANACHER u.a. [2004]	ältere gesunde Probanden	Kippbrett, Sportkreisel, Airex-Matte®	verbesserte Kraftfähigkeit
GRUBER/GOLLHOFFER [2004]	Sportstudenten	Kippbrett, Sportkreisel, Airex-Matte®	verbesserte Kraftfähigkeit
LINDEMANN u.a. [2004]	ältere gesunde Probanden	computergest. Balance Training	verbesserte posturale Kontrolle
VERHAGEN u.a. [2004]	Volleyballer	Kippbrett	reduzierte Verletzungsinzidenz
EMERY u.a. [2005]	Schüler (High School)	Kippbrett	verbesserte posturale Kontrolle, reduzierte Verletzungsinzidenz
GARRICK/REQUA [2005]	Nachwuchshandballspieler	Kippbrett, handballspezifische Stabilisationsübungen	reduzierte Verletzungsinzidenz
OLSEN u.a. [2005]	jugendliche Handballspieler	Sportkreisel, Airex-Matte®	reduzierte Verletzungsinzidenz
GRANACHER/GOLLHOFFER [2005]	ältere gesunde Probanden	Kippbrett, Sportkreisel, Airex-Matte®	verbesserte Kraftfähigkeit
PETERSEN u.a. [2005]	weibliche Handballspielerinnen	Kippbrett, Sportkreisel	reduzierte Verletzungsinzidenz
BRUHN u.a. [2006]	Sportstudenten	Kippbrett, Sportkreisel, Airex-Matte®	verbesserte Kraftfähigkeit
GIOFTSIDOU u.a. [2006]	Fußballspieler	Balance Übungen auf instabilen Unterlagen	verbesserte posturale Kontrolle
GRANACHER u.a. [2006a]	ältere gesunde Probanden	Kippbrett, Sportkreisel, Airex-Matte®	verbesserte funktionelle Reflexaktivität
GRANACHER u.a. [2006b]	Schüler der gymnasialen Oberstufe	Kippbrett, Sportkreisel, Airex-Matte®	verbesserte posturale Kontrolle und Kraftfähigkeit
GRUBER u.a. [2006]	Sportstudenten	Kippbrett, Sportkreisel, Airex-Matte® – Ausführung der Übungen: barfußig, mit Aircast Schiene, mit Skistiefel	verbesserte Kniestabilität bei der Barfuß- und der Skistiefel Gruppe
MCGUINE/KEENE [2006]	Fußball- und Basketballspieler (High School)	Kippbrett	reduzierte Verletzungsinzidenz
MYER u.a. [2006]	Sportliche Schülerinnen	Dynamische Stabilisations- und Balanceübungen	verbesserte Kraftfähigkeit
YAGGIE/CAMPBELL [2006]	junge „Normalbürger“	instabile Unterlage (BOSU)	verbesserte posturale Kontrolle und Sprungkraft, verbessertes Resultat im Shuttle Run Test

romuskulären System bewirkt und damit die optimale Grundlage für ein nachfolgendes Krafttraining darstellt.

Die ermittelten Anpassungserscheinungen an sensomotorisches Training (verbesserte Schnell- und Sprungkraftfähigkeit) machen diese neuromuskuläre Trainingsform besonders attrak-

tiv für die Sportart Skisprung, da eine gut ausgeprägte Schnell- und Sprungkraftfähigkeit die Grundvoraussetzung für gute Leistungen im Skisprung darstellen. Vor diesem Hintergrund wurden zwei bislang nicht veröffentlichte Studien am Institut für Sport und Sportwissenschaft der Universität Frei-



2 Schülerinnen bei der Ausübung sensomotorischer Übungen im Einbeinstand auf dem Aerostepper®, dem Kippbrett und dem Therapiekreisel.

burg mit Nachwuchsskispringern durchgeführt. In der ersten Untersuchung galt es festzustellen, inwiefern sich die erzielten Ergebnisse der Sensomotorik Studien mit Sportstudenten auf die Skispringer übertragen lassen. Es zeigte sich, dass sich bei den schnell- und sprungkrafttrainierten Skispringern lediglich die Sprungkraft verbessern ließ, nicht jedoch die Schnellkraft. Vermutlich war das Ausgangsniveau der Skispringer im Bereich Schnellkraft zu hoch, als dass hier noch Verbesserungen durch diesen Trainingsreiz hätten erzielt werden können.

In der zweiten Studie wurden die teilnehmenden Skispringer randomisiert in zwei gleichgroße Trainingsgruppen eingeteilt. Trainingsgruppe 1 trainierte zunächst über einen Zeitraum von vier Wochen Sensomotorik und im Anschluss, ebenfalls über vier Wochen, die Sprungkraft. Gruppe 2 führte zuerst ein Sprungkrafttraining durch und im Anschluss ein sensomotorisches Training. Hierbei zeigte es sich, dass, wie auch bei den Sportstudenten, die Gruppe, welche zuerst ein sensomotorisches Training durchführte und dann ein Sprungkrafttraining, bessere Ergebnisse erzielte, als die Gruppe, welche mit dem Sprungkrafttraining begann und mit dem sensomotorischen Training endete.

Für die Trainingspraxis bedeutet dies, dass es von einem trainingswissenschaftlichen Standpunkt aus betrachtet sinnvoll erscheint, einem klassischen Kraft- oder Sprungkrafttraining ein sensomotorisches Training vorzuschalten. Diese Vorgehensweise in der Trainingsplanung dürfte nicht nur Skispringern zu Gute kommen,

sondern sicherlich auch Leichtathleten, Volleyballern und Basketballern sowie möglicherweise auch Athleten, die die Rückschlagspiele Tennis, Tischtennis, Badminton und Squash betreiben.

Sensomotorisches Training im Schulsport

Aus unterschiedlichen Studien geht hervor [vgl. MELLEROWICZ u.a. 2000; SCHMIDT u.a. 2003; TOMKINSON u.a. 2003], dass sich die körperliche Leistungsfähigkeit deutscher SchülerInnen in den letzten Jahren verschlechtert hat. Gleichzeitig deuten erste Untersuchungsergebnisse darauf hin, dass eine in diesem Ausmaß nicht bekannte Häufung von Schulsportverletzungen zu beobachten ist [vgl. BUNDESVERBAND DER UNFALLKASSEN 2004]. Die Vermutung liegt nahe, dass zwischen diesen beiden Phänomenen ein kausaler Zusammenhang bestehen könnte. Vor diesem Hintergrund sollten auch für den Sportunterricht präventive Trainingsmaßnahmen entwickelt und überprüft werden, die einerseits die körperliche Leistungsfähigkeit der SchülerInnen verbessern können und andererseits das Verletzungsrisiko im Schulsport reduzieren.

Verschiedenen wissenschaftlichen Studien ist zu entnehmen, dass sensomotorisches Training bei unterschiedlichen Zielgruppen zu einer Verbesserung der Kraftfähigkeiten [vgl. BRUHN u.a. 2004; GRANACHER u.a. 2004; GRUBER/GOLLHOFFER 2004] und zu einer verringerten Anzahl von Verletzungen der unteren Extremitäten führte [vgl. MYKLEBUST u.a. 2003; OLSEN u.a. 2005].

Vor diesem Hintergrund ist es das Ziel dieser Studie, Daten zu erheben, mittels derer die Wirksamkeit von sensomotorischem Training in der Schule auf die Kraftfähigkeiten und das Gleichgewichtsvermögen überprüft werden kann. Mit Hilfe dieses Datenmaterials können wiederum Rückschlüsse auf die verletzungsprophylaktische Wirkweise dieser Trainingsmaßnahme gezogen werden.

Methodik

An der Untersuchung nahmen 20 SchülerInnen des Sport Neigungsfaches der Jahrgangsstufen 12 und 13 teil. Die Sensomotorikgruppe bestand aus zehn SchülerInnen der Jahrgangsstufe 13 (Alter 19, 1.5 Jahre; body-mass-index

20.0, 1.8). Die Kontrollgruppe setzte sich aus zehn SchülerInnen der Jahrgangsstufe 12 (Alter 18 1.2 Jahre; body-mass-index 21.5 1.8) zusammen. Das sensomotorische Training wurde über einen Zeitraum von vier Wochen in das Aufwärmprogramm der Unterrichtseinheit Volleyball integriert. Die SchülerInnen trainierten dreimal pro Woche für ca. 20 min. Zwei dieser Trainingseinheiten fanden im Unterricht statt, die dritte sollten die SchülerInnen selbstständig zu Hause durchführen. Hierzu erhielten sie einen Trainingsplan sowie die in der Studie verwendeten instabilen Unterlagen (vgl. Abb. 2).

Die zehn SchülerInnen der Jahrgangsstufe 12 absolvierten im Zeitraum der Studie ihren normalen Sportunterricht. Zu Beginn und am Ende der vierwöchigen Trainingsphase fanden biomechanische Messungen am Institut für Sport und Sportwissenschaft der Universität Freiburg statt. Die Untersuchung des Maximalkraft- und Schnellkraftverhaltens wurde am Freiburger Beinkraftmessgerät (BKM) durchgeführt. Analysiert wurden die Kraft-Zeit-Verläufe bei bilateralen isometrischen Maximalkontraktionen der Beinextensoren mittels zweier eindimensionaler Kraftmessplatten. Als Parameter wurden die Maximalkraft (größter willkürlich erzielter Kraftwert) und die Explosivkraft (größter Anstieg im Kraft-Zeit-Verlauf) erfasst. Bei der Messung lag die Versuchsperson mit dem Rücken auf einem verschiebbaren gepolsterten Brett. Knie- und Hüftwinkel wurden durch Verschiebung des Brettes auf 90° eingestellt. Die individuellen Geräteeinstellungen jedes einzelnen Probanden wurden dokumentiert, um die Reproduzierbarkeit der Abschlussmessung zu gewährleisten.

Mit Hilfe einer im Boden eingelassenen dreidimensionalen Messdruckplatte (Firma Kistler®, Winterthur) wurden die Bodenreaktionskräfte sowie die Sprunghöhen beim „Squat Jump“ und beim „Countermovement Jump“ erfasst. Als Parameter des Sprungkraftverhaltens wurde die Sprunghöhe über die Flugzeit ermittelt.

Mit Hilfe des Gleichgewichts koordinationsystems (GKS®) konnte die Fähigkeit der SchülerInnen zur Gleichgewichtsregulation im Einbeinstand ermittelt werden. Während der Mes-

sung stand der Proband im Einbeinstand (dominantes Bein) auf der Messplatte. Die Hände befanden sich abgestützt in der Hüfte, das Standbein wies einen Kniewinkel von ca. 30° auf, und der Blick war geradeaus auf ein Kreuz an der Wand gerichtet. Die Schwan- kungen des „centre of pressure“ (CPG) konnten über vier Sensoren, die in der Messplattform angebracht sind, erfasst werden. Es wurde ein Zeitfenster von 40s analysiert. Als Parameter wurde der aufsummierte Weg des CPG über den Messzeitraum von 40s in X-Richtung (Inversion/Eversion) und Y-Richtung (Plantar-/Dorsalflexion) berechnet.

Für die erhobenen Variablen sind die üblichen Kennwerte der deskriptiven Statistik berechnet worden (Mittelwerte – MW und Standardfehler – $\pm$ SE). Die intervallskalierten Daten wurden mittels des Kolmogorov-Smirnov-Tests auf Abweichung zur Normalverteilung hin überprüft. Dem Prä-Post-Design der Studie entsprechend wurden Mittelwertvergleiche der Eingangs- und der Abschlussmessung durchgeführt. Auf diese Weise konnten mit Hilfe abhängiger t-tests für gepaarte Stichproben Veränderungen der analysierten Parameter in der Trainingsgruppe und in der Kontrollgruppe errechnet werden. Des Weiteren wurden Mittelwertvergleiche zwischen den beiden Experimentalgruppen zum Zeitpunkt „prä“ gerechnet (t-tests für unabhängige Stichproben). Dadurch sollte festgestellt werden, ob es Unterschiede im Ausgangsniveau der beiden Gruppen gibt, die Auswirkungen auf die Interpretation der Daten hätten. Statistisch signifikante Veränderungen der Mittelwerte wurden bei den t-tests für gepaarte und unabhängige Stichproben durch * $p < 0.05$ und ** $p < 0.01$ angegeben. Nicht signifikante Ergebnisse wurden mit „n.s.“ gekennzeichnet. Die statistische Auswertung der erhobenen Daten erfolgte mit dem Softwarepaket SPSS 13.0®.

Ergebnisse

Das vierwöchige sensomotorische Training führte zu keinen signifikanten Veränderungen der Maximalkraft. Die Explosivkraft erhöhte sich jedoch signifikant von 12.2 auf 16.4 N/ms (** $p < 0.01$ – vgl. Abb. 3). Des Weiteren bewirkte sensomotorisches Training eine signifikante Steigerung der Sprunghöhe. So konnte für den Squat

Jump eine Verbesserung von 33.7 auf 35.3 cm (** $p < 0.01$ – vgl. Abb. 4) festgestellt werden und für den Countermovement Jump von 36.1 auf 37.9 cm (* $p < 0.05$ – vgl. Abb. 4). Sensomotorisches Training hatte jedoch nicht nur einen leistungspositiven Einfluss auf die Kraftfähigkeiten, sondern auch auf das Gleichgewichtsvermögen im Einbeinstand. Der aufsummierte Weg des CPG über den Messzeitraum von 40s verringerte sich in X-Richtung durch sensomotorisches Training von 9.6 auf 7.9 m (** $p < 0.01$) und in Y-Richtung von 11.0 auf 9.4 m (* $p < 0.05$ – vgl. Abb. 5).

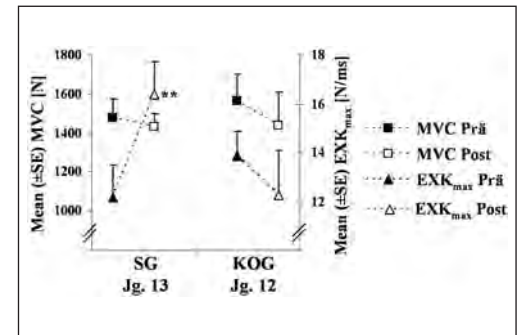
Die Kontrollgruppe zeigte in allen analysierten Parametern keine signifikanten Veränderungen. Zudem konnten zwischen den beiden Experimentalgruppen keine signifikanten Unterschiede im Ausgangsniveau der gemessenen Parameter festgestellt werden.

Diskussion

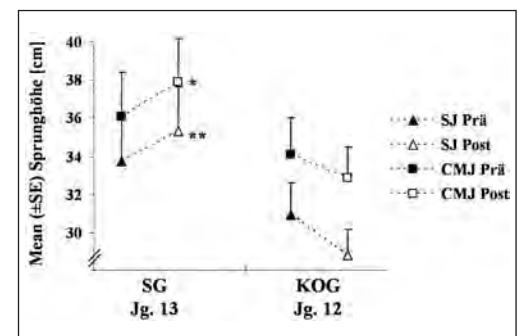
Von einem wissenschaftlichen Standpunkt aus betrachtet, sind die Ergebnisse dieses Projektes von großer Bedeutung für den Alltag des Schulsportunterrichts.

Die erzielten Effekte im Bereich der Schnellkraft- und der Sprungkraftfähigkeit sind in Übereinstimmung mit der Literatur [vgl. BRUHN u.a. 2004; GRUBER/GOLLOHOFER 2004; BRUHN u.a. 2006] und zeigen deutlich, dass diese Trainingsform, die keine explizit kräftigenden Übungen beinhaltet, die körperliche Leistungsfähigkeit der SchülerInnen verbessert und damit einen Beitrag zur Gesunderhaltung leistet. Auf den Sportunterricht bezogen könnten diese Verbesserungen der Schnellkraftfähigkeit den SchülerInnen vor allen Dingen bei der Realisierung ballspielspezifischer Techniken behilflich sein (z.B. Schmettern, Blocken beim Volleyball; Rebound, Wurf beim Basketball). Zudem dürfte ein leistungspositiver Effekt hinsichtlich der Lauf- (Kurzstrecke) und Sprungdisziplinen in der Leichtathletik zu erwarten sein. Diesen Nachweis konnten EMERY u.a. [2005] in ihrer Studie erbringen, in der sie die Auswirkungen von sensomotorischem Training im Schulsport auf die Sprungkraft und das Sprintvermögen überprüften.

Neben dem trainingsbedingt erzielten Zuwachs im Bereich des Schnellkraft- und des Sprungkraftverhaltens könnte sich die verbesserte Fähigkeit

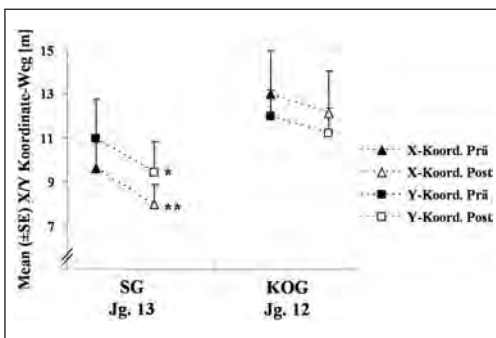


3 Maximalkraftniveau (MVC) und Explosivkraftniveau (EXKmax = größte Steigung im Kraft-Zeit-Verlauf) bei bilateraler isometrischer Kontraktion der Beinextensoren vor und nach der Trainingsperiode. Die gestrichelten Linien sollen andeuten, dass die Prä-Post-Veränderungen nicht notwendigerweise linear sind. Dargestellt sind die Mittelwerte (Mean) und Standardfehler (SE). Das sensomotorische Training hatte einen hoch signifikanten Einfluss (** $p < 0.01$) auf den Parameter EXKmax. Die Experimentalgruppen unterscheiden sich nicht signifikant im Ausgangsniveau der jeweiligen Parameter. SG = Sensomotorikgruppe; KOG = Kontrollgruppe; Jg = Jahrgangsstufe.



4 Sprungkraftmessung des Squat-Jumps (SJ) und des Countermovementjumps (CMJ) vor und nach der Trainingsperiode. Die gestrichelten Linien sollen andeuten, dass die Prä-Post-Veränderungen nicht notwendigerweise linear sind. Dargestellt sind die Mittelwerte (Mean) und Standardfehler (SE). Das sensomotorische Training hatte einen hoch signifikanten Einfluss auf die Sprunghöhe beim SJ (** $p < 0.01$) und einen signifikanten Einfluss auf die Sprunghöhe beim CMJ (* $p < 0.05$). Die Experimentalgruppen unterscheiden sich nicht signifikant im Ausgangsniveau der jeweiligen Parameter. SG = Sensomotorikgruppe; KOG = Kontrollgruppe; Jg = Jahrgangsstufe.

zur Gleichgewichtsregulation auf die Inzidenz von Verletzungen der unteren Extremitäten auswirken. Dieser verletzungsprophylaktische Nachweis kann jedoch auf der Grundlage der vorliegenden Ergebnisse nicht direkt geleistet werden, da die Verletzungshäufigkeit der SchülerInnen im Rahmen dieses Projektes nicht erfasst wurde. Aus einigen Studien geht jedoch hervor [vgl. MYKLEBUST u.a. 2003; OLSEN



5 Erfassung des Gleichgewichtsvermögens (Weg in X und Y-Richtung) vor und nach der Trainingsperiode. Die gestrichelten Linien sollen andeuten, dass die Prä-Post-Veränderungen nicht notwendigerweise linear sind. Dargestellt sind die Mittelwerte (Mean) und Standardfehler (SE). Das sensomotorische Training hatte einen hoch signifikanten Einfluss auf das Gleichgewichtsvermögen in X-Richtung (** $p < 0.01$) und einen signifikanten Einfluss auf das Gleichgewichtsvermögen in Y-Richtung (* $p < 0.05$). Die Experimentalgruppen unterscheiden sich nicht signifikant im Ausgangsniveau der jeweiligen Parameter. SG = Sensomotorikgruppe; KOG = Kontrollgruppe; Jg = Jahrgangsstufe.

u.a. 2005; EMERY u.a. 2005], dass sich ein verbessertes Gleichgewichtsvermögen durch sensomotorisches Training positiv auf die Anzahl von Verletzungen der unteren Extremitäten auswirkt. Somit könnte die Implementierung dieser Trainingsform in den Sportunterricht, die verletzungsbedingten Schulabwesenheitszeiten reduzieren und gleichzeitig dazu beitragen, die Kosten im Gesundheitssystem zu verringern. Um die beschriebenen Trainingsanpassungen zu erzielen, mussten die SchülerInnen im Rahmen dieser Studie über einen Zeitraum von vier Wochen dreimal pro Woche für ca. 20 min trainieren. Aufgrund fehlender Sportstunden kann im Alltag des Sportunterrichts dieser Trainingsumfang so sicherlich nicht umgesetzt werden. Den Studien von OLSEN u.a. [2005] und EMERY u.a. [2005] ist zu entnehmen, dass verletzungsprophylaktische Effekte bereits mit einem Trainingsaufwand von einer Übungseinheit pro Woche mit einer zeitlichen Dauer von ca. 15 – 20 min zu erreichen sind. Dieser Trainingsumfang wäre so sicherlich auch im Sportunterricht durchführbar. Die Voraussetzung für die zu erwartenden Anpassungserscheinungen im neuromuskulären System ist natürlich die Regelmäßigkeit des Trainings. Welche Strukturen im sensomotorischen System für die verbesserten Kraftfähigkeiten und das op-

timierte Gleichgewichtsvermögen verantwortlich sind, kann aufgrund der angewandten Untersuchungsmethodik nicht abschließend beantwortet werden. Mit einem Verweis auf die Literatur [vgl. GRUBER/GOLLHOFER 2004] darf jedoch vermutet werden, dass die beobachteten Anpassungserscheinungen auf eine erhöhte neuromuskuläre Aktivität in den gelenksumgebenden Muskeln der unteren Extremitäten zurückzuführen sind. GRUBER/GOLLHOFER [2004] führen die erhöhte Aktivität auf zusätzliche reflektorische Beiträge zurück, die durch die regelmäßig ausgeführten Übungen auf instabilen Unterlagen zu Stande kommen. Da während der Übungen im Einbeinstand eine extrem hohe intermuskuläre Kommunikation (8–12Hz) zwischen agonistischer und antagonistischer Muskulatur beobachtet werden konnte, geht GOLLHOFER [2003] davon aus, dass die Reflexaktivität auf spinaler Ebene organisiert sein muss. Neue Studienergebnisse deuten darauf hin [vgl. GRUBER u.a. 2005], dass nicht nur spinale Mechanismen für die erhöhte neuromuskuläre Aktivität durch sensomotorisches Training in Frage kommen, sondern auch supraspinale Strukturen (Motorkortex) einen Beitrag zur verbesserten Ansteuerung der Muskulatur der unteren Extremitäten leisten.

Aufgrund der vorliegenden Untersuchungsergebnisse scheint es gerechtfertigt zu sein, sensomotorisches Training in den Schulsport einzuführen und möglicherweise sogar in den Bildungsplänen zu verankern. Die praktische Umsetzung dieser Maßnahme ließe sich am besten in den Aufwärmteil einer Sportstunde integrieren.

Schlussbemerkung

Im vorliegenden Beitrag wurden die Einsatzmöglichkeiten von sensomotorischem Training und die mit dieser Trainingsmaßnahme zu erzielenden Effekte in Form eines Literaturüberblicks dargestellt. Diese reichen von einer verbesserten posturalen Kontrolle über Anpassungserscheinungen im Bereich der Kraftfähigkeiten bis hin zur verletzungsprophylaktischen Wirkweise. In weiterführenden Studien wäre es interessant der Frage nachzugehen, ob sich sensomotorisches Training möglicherweise positiv auf die motorische, aber v.a. auch auf die kognitive Entwicklung von Kindern auswirkt. Dies vor

dem Hintergrund von Studienergebnissen [vgl. BITTMANN u.a. 2005], die belegen, dass ein funktioneller Zusammenhang zwischen der Fähigkeit zur posturalen Balanceregulierung und schulischen Leistungen besteht. Damit würde sich eine weitere Einsatzmöglichkeit für diese Trainingsform eröffnen.

Literatur:

- ANIANSSON, A./GRIMBY, G./HEDBERG, M.: Compensatory muscle fiber hypertrophy in elderly men. In: *J Appl Physiol* 73 (1992), 812–816.
- ANIANSSON, A./HEDBERG, M./HENNING, G.B./GRIMBY, G.: Muscle morphology, enzymatic activity, and muscle strength in elderly men: a follow-up study. In: *Muscle Nerve* 9 (1986), 585–591.
- BECKER, C./KRON, M./LINDEMANN, U./STURM, E./EICHNER, B./WALTER-JUNG, B./NIKOLAUS, T.: Effectiveness of a multifaceted intervention on falls in nursing home residents. In: *J Am Geriatr Soc* 51 (2003), 306–313.
- BERNIER, J.N./PERRIN, D.H.: Effect of coordination training on proprioception of the functionally unstable ankle. In: *J Orthop Sports Phys Ther* 27 (1998), 264–275.
- BITTMANN, F./GUTSCHOW, S./LUTHER, S./WESSEL, N./KURTHS, J.: Über den funktionellen Zusammenhang zwischen posturaler Balanceregulierung und schulischen Leistungen. In: *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 10 (2005), 348–352.
- BRUHN, S./GOLLHOFER, A./GRUBER, M.: Proprioception training for prevention and rehabilitation of knee joint injuries. In: *European Journal of Sports Traumatology and related research* 23 (2001), 82–89.
- BRUHN, S./KULLMANN, N./GOLLHOFER, A.: The effects of a sensorimotor training and a strength training on postural stabilisation, maximum isometric contraction and jump performance. In: *Int J Sports Med* 25 (2004), 56–60.
- BRUHN, S./KULLMANN, N./GOLLHOFER, A.: Combinatory effects of high-intensity-strength training and sensorimotor training on muscle strength. In: *Int J Sports Med* 27 (2006), 401–406.
- BUNDESVERBAND DER UNFALLKASSEN: Statistik-Info zum Schülerunfallgeschehen 2003. München 2004, 1–28.
- CARAFFA, A./CERULLI, G./PROJETTI, M./AISA, G./RIZZO, A.: Prevention of anterior cruciate ligament injuries in soccer. A prospective controlled study of proprioceptive training. In: *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 4 (1996), 19–21.
- EARLES, D./VARDAXIS, V./KOCEJA, D.: Regulation of motor output between young and elderly subjects. In: *Clin Neurophysiol* 112 (2001), 1273–1279.
- EMERY, C.A./CASSIDY, J.D./KLASSEN, T.P./ROSYCHUK, R.J./ROWE, B.H.: Effectiveness of a home-based balance-training program in reducing sports-related injuries among healthy adolescents: a cluster randomized controlled trial. In: *CMAJ* 172 (2005), 749–754.
- ESSEN-GUSTAVSSON, B./BORGES, O.: Histochemical and metabolic characteristics of human skeletal muscle in relation to age. In: *Acta Physiol Scand* 126 (1986), 107–114.

- GARRICK, J.G./REQUA, R.: Structured exercises to prevent lower limb injuries in young handball players. In: *Clin J Sport Med* 15 (2005), 398.
- GAUCHARD, G.C./JEANDEL, C./TESSIER, A./PERRIN, P.P.: Beneficial effect of proprioceptive physical activities on balance control in elderly human subjects. In: *Neurosci Lett* 273 (1999), 81–84.
- GIOFTSIDOU, A./MALLIOU, P./PAFIS, G./BENEKA, A./GODOLIAS, G./MAGANARIS, C.N.: The effects of soccer training and timing of balance training on balance ability. In: *Eur J Appl Physiol* 96 (2006), 659–664.
- GOLLHOFFER, A.: Proprioceptive training: considerations for strength and power production. In: KOMI, P.V. (ed.): *Strength and Power in Sport*. Oxford 2003, 331–342.
- GRANACHER, U./GOLLHOFFER, A.: Neuromuskuläre Leistungsfähigkeit im Alter – Ein Überblick. In: *Krankengymnastik – Zeitschrift für Physiotherapeuten* 9 (2005), 1316–1328.
- GRANACHER, U./GOLLHOFFER, A./STRASS, D.: Training induced adaptations in characteristics of postural reflexes in elderly men. In: *Gait and Posture* (2006a).
- GRANACHER, U./MERKEL, R./MICHELANGELI, W./GOLLHOFFER, A.: Der Einsatz von sensorimotorischem Training in der Schule – eine biomechanische Analyse in den Jahrgangsstufen 12 und 13. In: *Sportunterricht* 8 (2006b), 235–241.
- GRANACHER, U./STRASS, D./GOLLHOFFER, A.: Maximal and Explosive Force Production Capacity in Elderly Men: Implications for Exercise. In: *Isokinetics and Exercise Science* 12 (2004), 43–44.
- GRUBER, M./BRUHN, S./GOLLHOFFER, A.: Specific adaptations of neuromuscular control and knee joint stiffness following sensorimotor training. In: *Int J Sports Med* 27 (2006), 636–641.
- GRUBER, M./GOLLHOFFER, A.: Impact of sensorimotor training on the rate of force development and neural activation. In: *Eur J Appl Physiol* 92 (2004), 98–105.
- GRUBER, M./SCHUBERT, M./GRUBER, S./TAUBE, W./BECK, S./AMTAGE, F./GOLLHOFFER, A.: Spinal and Corticospinal Adaptations Following Sensorimotor Training. In: *Med Sci Sports Exerc* 37 (2005), 192.
- HÄKKINEN, K.: Ageing and neuromuscular adaptation to strength training. In: KOMI, P.V. (ed.): *Strength and Power in Sport*. Oxford 2003, 409–425.
- HÄKKINEN, K./PASTINEN, U.M./KARSIKAS, R./LINNAMO, V.: Neuromuscular performance in voluntary bilateral and unilateral contraction and during electrical stimulation in men at different ages. In: *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 70 (1995), 518–527.
- HAWKINS, R.D./FULLER, C.W.: An examination of the frequency and severity of injuries and incidents at three levels of professional football. In: *Br J Sports Med* 32 (1998), 326–332.
- HEITKAMP, H.C./HORSTMANN, T./MAYER, F./WELLER, J./DICKHUTH, H.H.: Gain in strength and muscular balance after balance training. In: *Int J Sports Med* 22 (2001), 285–290.
- HOFFMAN, M./PAYNE, V.G.: The effect of proprioceptive ankle disk training on healthy subjects. In: *J Sports Physiotherapy* 21 (1995), 90–95.
- JEROSCH, J./PFAFF, G./THORWESTEN, L./SCHOPPE, R.: Auswirkungen eines propriozeptiven Trainingsprogramms auf die sensorimotorischen Fähigkeiten der unteren Extremität bei Patienten mit einer vorderen Kreuzbandinstabilität. In: *Sportverletzung Sport Schaden* 12 (1998), 121–130.
- JEROSCH, J./WUSTNER, P.: Effect of a sensorimotor training program on patients with subacromial pain syndrome. In: *Unfallchirurg* 105 (2002), 36–43.
- JUNGE, A./ROSCH, D./PETERSON, L./GRAF-BAUMANN, T./DVORAK, J.: Prevention of soccer injuries: a prospective intervention study in youth amateur players. In: *Am J Sports Med* 30 (2002), 652–659.
- KAWAMURA, Y./O'BRIEN, P./OKAZAKI, H./DYCK, P.J.: Lumbar motoneurons of man II: the number and diameter distribution of large- and intermediate-diameter cytons in "motoneuron columns" of spinal cord of man. In: *J Neuropathol Exp Neurol* 36 (1977), 861–870.
- LEXELL, J./TAYLOR, C.C./SJOSTROM, M.: What is the cause of the ageing atrophy? Total number, size and proportion of different fiber types studied in whole vastus lateralis muscle from 15- to 83-year-old men. In: *J Neurol Sci* 84 (1988), 275–294.
- LINDEMANN, U./RUPP, K./MUCHE, R./NIKOLAUS, T./BECKER, C.: Improving balance by improving motor skills. In: *Z Gerontol Geriatr* 37 (2004), 20–26.
- MAISONOBE, T./HAUW, J.J.: Changes in the peripheral nervous system. In: DANI, S.U./HORI, A./WALTER, G.F. (eds.): *Principles of neural aging*. Amsterdam 1997, 304–316.
- MCGUINE, T.A./KEENE, J.S.: The effect of a balance training program on the risk of ankle sprains in high school athletes. In: *Am J Sports Med* 34 (2006), 1103–1111.
- MELLEROWICZ, M./MATUSSEK, J./WILKE, S./LEIER, T./ASAMOAH, V.: Sportverletzungen und Sportschäden im Kindes- und Jugendalter – eine Übersicht. In: *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 3 (2000), 78–84.
- MORITA, H./SHINDO, M./YANAGAWA, S./YOSHIDA, T./MOMOI, H./YANAGISAWA, N.: Progressive decrease in heteronymous monosynaptic Ia facilitation with human ageing. In: *Exp Brain Res* 104 (1995), 167–170.
- MYER, G.D./FORD, K.R./BRENT, J.L./HEWETT, T.E.: The effects of plyometric vs. dynamic stabilization and balance training on power, balance, and landing force in female athletes. In: *J Strength Cond Res* 20 (2006), 345–353.
- MYKLEBUST, G./ENGBRETSSEN, L./BRAEKKEN, I.H./SKJOLBERG, A./OLSEN, O.E./BAHR, R.: Prevention of anterior cruciate ligament injuries in female team handball players: a prospective intervention study over three seasons. In: *Clin J Sport Med* 13 (2003), 71–78.
- MYNARK, R.G./KOCEJA, D.M.: Effects of age on the spinal stretch reflex. In: *Journal of Applied Biomechanics* 17 (2001), 188–203.
- OLNEY, R.K.: Age-related changes in peripheral nerve function. In: *Geriatric Medicine Today* 4 (1985), 76–86.
- OLSEN, O.E./MYKLEBUST, G./ENGBRETSSEN, L./HOLME, I./BAHR, R.: Exercises to prevent lower limb injuries in youth sports: cluster randomised controlled trial. In: *BMJ* 330 (2005), 449.
- PARTIN, N.B./STONE, J.A./RYAN, E.J./LUEKEN, J.S./TIMM, K.E.: Upper Extremity Proprioceptive Training. In: *J Athl Train* 29 (1994), 15–18.
- PETERSEN, W./BRAUN, C./BOCK, W./SCHMIDT, K./WEIMANN, A./DRESCHER, W./EILING, E./STANGE, R./FUCHS, T./HEDDERICH, J./ZANTOP, T.: A controlled prospective case control study of a prevention training program in female team handball players: the German experience. In: *Arch Orthop Trauma Surg* 125 (2005), 614–621.
- ROGERS, M.A./EVANS, W.J.: Changes in skeletal muscle with aging: effects of exercise training. In: *HOLLOSZY, J.O. (ed.): Exercise and Sport Sciences Reviews*. Baltimore 1993, 100–103.
- ROOS, M.R./RICE, C.L./VANDERVOORT, A.A.: Age-related changes in motor unit function. In: *Muscle Nerve* 20 (1997), 679–690.
- ROZZI, S.L./LEPHARDT, S.M./STERNER, R./KULIGOWSKI, L.: Balance training for persons with functionally unstable ankles. In: *J Orthop Sports Phys Ther* 29 (1999), 478–486.
- SCHMIDT, W./HARTMANN-TWEWS, I./BRETT-SCHNEIDER, W.-D.: *Erster Deutscher Kinder- und Jugendsportbericht*. Schorndorf 2003.
- SCHNABEL, G./HARRE, D./BORDE, A.: *Trainingswissenschaft*. Berlin 1994.
- SWASH, M./FOX, K.P.: The effect of age on human skeletal muscle. Studies of the morphology and innervation of muscle spindles. In: *J Neurol Sci* 16 (1972), 417–432.
- TERAO, S./SOBUE, G./HASHIZUME, Y./LI, M./INAGAKI, T./MITSUMA, T.: Age-related changes in human spinal ventral horn cells with special reference to the loss of small neurons in the intermediate zone: a quantitative analysis. In: *Acta Neuropathol (Berl)* 92 (1996), 109–114.
- TOMKINSON, G.R./LEGER, L.A./OLDS, T.S./CAZORLA, G.: Secular trends in the performance of children and adolescents (1980–2000): an analysis of 55 studies of the 20m shuttle run test in 11 countries. In: *Sports Med* 33 (2003), 285–300.
- VERFAILLIE, D.F./NICHOLS, J.F./TURKEL, E./HOVELL, M.F.: Effects of resistance, balance, and gait training on reduction of risk factors leading to falls in elders. In: *Journal of Aging and Physical Activity* 5 (1997), 213–228.
- VERHAGEN, E./VAN DER, B.A./TWISK, J./BOU-TER, L./BAHR, R./VAN MECHELEN, W.: The effect of a proprioceptive balance board training program for the prevention of ankle sprains: a prospective controlled trial. In: *Am J Sports Med* 32 (2004), 1385–1393.
- WANG, F.C./DE, P., V./DELWAIDE, P.J.: Age-related changes in fastest and slowest conducting axons of thenar motor units. In: *Muscle Nerve* 22 (1999), 1022–1029.
- WEDDERKOPP, N./KALTOFT, M./LUNDGAARD, B./ROSENDAHL, M./FROBERG, K.: Prevention of injuries in young female players in European team handball. A prospective intervention study. In: *Scand J Med Sci Sports* 9 (1999), 41–47.
- WILLIAMS, H.G./BURKE, J.R./MCCLLENAGHAN, B.A./HIRTH, V.: Balance control: mechanisms of adaptation to sensory-motor integration training in the elderly. In: *HUBER, G. (ed.): Proceedings of Fourth International Congress on Healthy Aging, Activity and Sports*. Heidelberg 1997, 118–130.
- YAGGIE, J.A./CAMPBELL, B.M.: Effects of balance training on selected skills. In: *J Strength Cond Res* 20 (2006), 422–428.

Urs Granacher, Albert Gollhofer:

Sensomotorisches Training im Alter – unter Berücksichtigung alltagsmotorischer Aufgaben

Zusammenfassung:

Der Alterns gang ist durch strukturelle Veränderungen in den neuronalen und muskulären Anteilen des Nerv-Muskel-Systems geprägt, die zur Reflexmodulation sowie zum Kraftverlust, sowohl der Maximalkraft als auch der Schnellkraft führen. Es stellt sich die Frage, inwiefern spezifische Trainingsformen diesen altersbedingten Einschränkungen entgegenwirken können.

Aus zahlreichen Untersuchungen geht hervor, dass insbesondere Krafttraining mit submaximaler Intensität Verbesserungen der Maximalkraft- und der Schnellkraftfähigkeit bewirkt. Weiterhin gibt es Hinweise in der Literatur, die besagen, dass sich Krafttraining in Kombination mit sensomotorischem Training ebenfalls positiv auf die neuromuskuläre Leistungsfähigkeit im Alter auswirkt. Die Effekte eines isolierten sensomotorischen Trainings im Alter auf die Kraftfähigkeiten, die funktionellen Reflexaktivitäten und auf die Alltagsmotorik wurden bislang jedoch nur von wenigen Arbeitsgruppen untersucht.

Auf der Basis der zur Verfügung stehenden Literatur und auf der Grundlage eigener erhobener Daten wird der derzeitige Stand des Wissens zum Thema sensomotorisches Training im Alter im Artikel wiedergegeben.

Der Anteil älterer Menschen an der Gesamtbevölkerung wird in den Gesellschaften der westlichen Industrienationen immer größer. Gegenwärtig hat jeder Fünfte in Deutschland das 60. Lebensjahr überschritten; in etwa 30 Jahren wird das auf jeden Dritten zutreffen [vgl. Bundesamt für Statistik 2003]. Aufgrund dieser Tendenzen verzeichnet Deutschland zu Beginn des 21. Jahrhunderts nach Japan die weltweit stärkste demographische Alterung [vgl. Birg/Flöthmann 2002]. Medizinische Fortschritte sowie Verbesserungen im Bereich der Hygiene konnten diese erhebliche Steigerung der durchschnittlichen Lebenserwartung erst möglich machen.

Aufgrund dieser demographischen Entwicklung steigt zwangsläufig auch die Zahl altersspezifischer Erkrankungen und Verletzungen. Hierfür ist das zunehmende Auftreten von Stürzen im Alltag beispielhaft. Ungefähr 30 Prozent aller über 65-jährigen stürzt mindestens einmal im Jahr. Bei den 80- bis 89-jährigen steigt die jährliche Sturzquote auf 45 Prozent; bei den 90- bis 99-jährigen auf 56 Prozent [vgl. Rubenstein u.a. 1988]. Bei fünf Prozent der Stürze kommt es zu Frakturen, während weitere zehn bis fünfzehn Prozent andere schwere Verletzungen zur Folge haben.

Unter den vielen sturzverursachenden Faktoren im Alter sind insbesondere der Rückgang des Maximalkraft- und Schnellkraftniveaus und Defizite im sensomotorischen System hervorzuheben [vgl. Granacher/Gollhofer 2005a; Vandervoort 2002]. Der derzeitige Wissensstand erlaubt jedoch nicht, den exakten Einfluss einzelner Faktoren auf die Sturzinzidenz zu quantifizieren. Um dies zu realisieren, müssen weitere wissenschaftliche Studien durchgeführt werden.

Aus der bislang zur Verfügung stehenden Literatur [vgl. Wolfson u. a.

1996; Verfaillie u. a. 1997; Tinetti 2003; Mayer u. a. 2003; Granacher u. a. 2004; Granacher u. a. 2006] scheint sich jedoch eine Tendenz aufzuzeigen, die dem Krafttraining zum Ausgleich muskulärer Defizite und dem sensomotorischen Training zur Verbesserung afferenter und efferenter Prozesse im zentralen Nervensystem als Interventionsmaßnahmen zur Sturzprävention die effektivsten Wirkweisen zuspricht. Die Effekte von Krafttraining im Alter sind in der Literatur bereits umfassend beschrieben worden [vgl. Häkkinen 2003; Macaluso/De Vito 2004].

Daher werden in den nun folgenden Ausführungen die Auswirkungen sensomotorischen Trainings im Alter auf die Kraftfähigkeiten, auf funktionelle Reflexaktivitäten und auf die Alltagsmotorik diskutiert. Zunächst wird jedoch kurz auf die Alterserscheinungen im Nerv-Muskel-System eingegangen, die zum Kraftverlust und zu Einschränkungen der Reflexaktivitäten führen.

Auswirkungen des Alterns auf die Kraftfähigkeiten

Aus der Studie von Skelton u. a. [vgl. Skelton u. a. 1994] geht hervor, dass sich die Maximalkraftfähigkeit ab dem 65. Lebensjahr jährlich um ein bis zwei Prozent reduziert, wohingegen die Schnellkraftfähigkeit einem drei- bis vierprozentigen Verlust unterliegt. Von einem funktionellen Standpunkt aus betrachtet hat die Schnellkraftfähigkeit sicherlich größeren Einfluss auf das Vermögen Stürze zu vermeiden als die Maximalkraftfähigkeit. Dies lässt sich damit begründen, dass die Zeit bis zum Erreichen der Maximalkraft zu lang ist, um einen Sturz erfolgreich zu verhindern. Somit wirkt sich in Stollersituationen die Fähigkeit, schnell Kraft zu entwickeln effektiver auf die Vermeidung von Stürzen aus als das Vermögen möglichst hohe Kraftwerte zu erzielen.

Anschrift für die Verfasser:

Dr. Urs Granacher
Albert-Ludwigs-Universität Freiburg
Institut für Sport und
Sportwissenschaft
Schwarzwaldstr. 175
79117 Freiburg i.Br.
Email: urs.granacher@
sport.uni-freiburg.de

Tab. 1 Auflistung verschiedener Studien zum sensomotorischen Training im Alter. Häufig zitierte Studien sind fett unterlegt. M = männlich; W = weiblich; 1 RM = one repetition maximum (Einer-Wiederholungs-Maximum); MVC = Maximum voluntary contraction; EXK = Explosivkraft; (+) = Verbesserung; (-) = Verschlechterung; (o) = keine Veränderung.

Autoren	Geschlecht	Alter (Jahre)	N	Training	Dauer	Kraftzuwachs untere Extremität (%)	Reflexaktivität untere Extremität	Alltagsmotorische Tests
Province u.a. [1995]	M/W	> 75	109	Kraft/Tai Chi	13 Wochen	MVC (23)		Sturzinzidenz (-)
Wolfson u.a. [1996]	M/W	> 65	110	Balance	12 Wochen			Gehgeschwindigkeit (+) Einbeinstand (+)
Wolf u.a. [1997]	M/W	> 65	72	Balance/Tai Chi	15 Wochen			Einbeinstand (+)
Verfaillie u.a. [1997]	M/W	> 65	39	Kraft/Balance	12 Wochen	1 RM (66)		Gehgeschwindigkeit (+)
Williams u.a. [1997]	M/W	> 64	16	Sensomotorik	10 Wochen		Achilles-sehnenreflex (+)	Tandem-Walk-Test (+) Gehgeschwindigkeit (+)
Toole u.a. [2000]	M/W	> 60	11	Kraft/Balance	10 Wochen	MVC (24)		
Forth/Dall [2000]	M/W	> 60	20	Balance	6 Wochen			Funct.-Reach-Test (+) Tandem-Walk-Test (+) Get-Up-And-Go-Test (+)
Mynark/Koceja [2002]	M/W	> 65	10	Balance	2 Tage		H/M Quotient (-)	
Gruber u.a. [2003]	M/W	> 60	12	Sensomotorik	4 Wochen	MVC (0); EXK (38)		
Granacher u.a. [2004]	M/W	> 60	60	Sensomotorik	12 Wochen	MVC (13); EXK (25)		
Granacher u.a. [2006]	M/W	> 60	60	Sensomotorik	12 Wochen		Gangperturbationen (+)	

Die Ursachen für die reduzierte Maximalkraft- und Schnellkraftfähigkeit sind sowohl muskulärer als auch neuronaler Natur. Als myogene Faktoren sind in erster Linie die numerische und die einfache Atrophie von vorwiegend Typ-II-Skelettmuskelfasern zu nennen

[vgl. Lexell u. a. 1988]. Auf neuronaler Seite trägt ein modifiziertes Rekrutierungs- und Frequenzierungsverhalten motorischer Einheiten [vgl. Kamen u. a. 1995; Roos u. a. 1997], sowie eine erhöhte Koaktivierung gelenksumgebender Muskeln zum reduzierten

Kraftniveau im Alter bei [vgl. Häkkinen 2003].

Auswirkungen des Alterns auf die Reflexfähigkeiten

In einer Studie von Tang/Woollacott [vgl. Tang/Woollacott 1998] wurden



1 Senioren bei der Ausführung sensomotorischer Übungsformen auf dem Therapiekreis (links), der „Airex“-Matte (Mitte) und dem Kippbrett (rechts).

Probanden im Alter von 19 bis 87 Jahren während des Gehens auf einem Laufband beschleunigenden Störreizen ausgesetzt. Die Perturbationen wurden für die Versuchspersonen unerwartet bei Fersenkontakt appliziert. Die Autoren berichten, dass bei den älteren Versuchspersonen im Vergleich zu den jüngeren signifikant verlängerte Latenzzeiten (Zeit zwischen dem Reizeintritt und der ersten physiologischen Reizantwort) und reduzierte Reflexaktivitäten zu beobachten waren. Das verringerte Aktivitätsniveau konnte in Muskeln festgestellt werden (M. tibialis anterior, M. rectus femoris, M. biceps femoris), die maßgeblich an der Kompensation des akzelerierenden Störreizes beteiligt waren.

Als Ursache für die verlängerten Latenzzeiten wird vor allen Dingen die altersbedingte Demyelinisation sensorischer Neurone [vgl. Maisonobe/Hauw 1997] diskutiert. Für die reduzierten Reflexaktivitäten werden die Desensibilisierung von Muskelspindeln [vgl. Swash/Fox 1972], Veränderungen in der präsynaptischen Hemmung [vgl. Morita u. a. 1995; Earles u. a. 2001] und der Verlust von Interneuronen [vgl. Terao u. a. 1996] verantwortlich gemacht. Die genannten degenerativen Prozesse im sensomotorischen System stellen in ihrer Gesamtheit die Ursache für das verschlechterte Kraft- und Reflexverhalten im Alter dar.

Aufgrund dieser Erscheinungen reduziert sich zum einen das Maximalkraft-/ Schnellkraftniveau, zum anderen können von außen auftretende Störreize (z. B. Stolpern) häufig nicht

mehr ausreichend vom zentralen Nervensystem und der Skelettmuskulatur kompensiert werden.

In zahlreichen Studien [vgl. Judge u. a. 1994; Wolfson u. a. 1996; Williams u. a. 1997; Forth/Dall 2000; Granacher u. a. 2004; Granacher u. a. 2006] kam man jedoch zu dem Ergebnis, dass sich sensomotorisches Training auch beim alten Menschen leistungspositiv auf die Kraftfähigkeiten, die Reflexaktivitäten und die „activities of daily living“ auswirkt (vgl. Tab. 1). Im nächsten Abschnitt soll zunächst erläutert werden, was man unter sensomotorischem Training versteht.

Was versteht man unter sensomotorischem Training

Unter sensomotorischem Training versteht man eine Trainingsform, die eine verbesserte Aufnahme, Weiterleitung, Verarbeitung und Umsetzung sensorischer Informationen im zentralen Nervensystem bewirkt [vgl. Granacher/Gollhofer 2005b].

Leider wird in der Literatur keine einheitliche Nomenklatur für diese die Standstabilität und das Gleichgewichtsvermögen verbessernde Trainingsform verwendet. Wulker/Rudert [1999], Chong u. a. [2001] und Gollhofer [2003] sprechen in diesem Zusammenhang von propriozeptivem Training, Verfaillie u. a. [1997], Bernier/Perrin [1998] und Heitkamp u. a. [2001] von Balance Training, Marburger u. a. [1997] und Meusel [2001] von Gleichgewichtstraining und Williams u. a. [1997], Gruber/Gollhofer [2004] und Granacher u. a. [2006] von sensomotorischem Training. Es stellt sich nun die Frage, ob sich diese Unterschiede ausschließlich auf die Begriffsauslegung beziehen.

Im Gegensatz zum inhaltlich klar dimensionsanalytisch strukturierten Krafttraining [vgl. Bührle 1985] gibt es für Trainingsformen zur Verbesserung des Gleichgewichtsvermögens keine Belastungsvorgaben auf der Grundlage einer morphologisch-physiologischen Wirkweise. Dies bedeutet, dass die inhaltliche Gestaltung einer solchen Trainingsform sehr viel Spielraum lässt, der, wie aus der Literatur zu entnehmen ist, auch genutzt wird. In unterschiedlichen Studien wurden Übungen auf dem „Pezzi“-Ball und dem Minitrampolin [vgl. Heitkamp u. a. 2001], Übungen zur Standstabilität

auf instabilen Unterlagen wie zum Beispiel „Airex“-Matten oder Kippbrettern [vgl. Granacher u. a. 2006] (vgl. Abb. 1) oder sogar Tai-Chi [vgl. Wolf u. a. 1997] als Trainingsintervention zur Schulung des Gleichgewichts und der Standstabilität angewandt.

Es bleibt somit festzuhalten, dass die Ausführungen in der Literatur zur Verwirrung des Lesers beitragen, da unterschiedliche Begriffe für eine Trainingsform verwendet werden. Aus diesem Grunde sollte von den bereits genannten Bezeichnungen diejenige ausgewählt werden, welche die physiologische Wirkweise am besten wiedergibt. Balance Training und Gleichgewichtstraining erscheinen zu unspezifisch, als dass sie hierfür in Frage kommen könnten. Anders verhält es sich jedoch mit den Begriffen propriozeptives beziehungsweise sensomotorisches Training. Diese implizieren, dass durch Training Anpassungen im propriozeptiven beziehungsweise im sensomotorischen System stattfinden. Die Propriozeption beschreibt die sensorische Aufnahme von Reizen sowie die Kodierung dieser Reize in neurologische Signale und deren afferente Weiterleitung zum zentralen Nervensystem [vgl. Lephardt u. a. 2000]. Im Gegensatz dazu umfasst das sensomotorische System die neurosensorische Reizaufnahme, die zentralnervösen Verarbeitungsprozesse sowie die dadurch hervorgerufene neuromuskuläre Antwort [vgl. Lephardt u. a. 2000]. Da die das Gleichgewicht schulenden Trainingsformen die Gesamtheit aus Afferenz und Efferenz ansprechen, scheint der Begriff sensomotorisches Training besser geeignet zu sein als propriozeptives Training.

Die Wirkweise von sensomotorischem Training

Bis vor einigen Jahren war die Wirkweise dieser Trainingsform noch nicht endgültig geklärt. Dennoch fand sensomotorisches Training großen Zuspruch im beruflichen Alltag von Krankengymnasten und Sporttherapeuten aufgrund von Behandlungserfolgen in der Rehabilitation von Sportverletzungen der unteren Extremitäten. In der Praxis der Bewegungstherapie wurde vermutet, dass die neuromuskuläre Wirkweise dieser Trainingsform die Qualität von Bewegungshandlungen in der Prävention, der Rehabilitation, im Sport, aber auch im Alltag verbessert.

Der wissenschaftliche Nachweis war jedoch noch nicht erbracht.

Verschiedenen Wissenschaftlern [vgl. Gruber/Gollhofer 2004; Bruhn u. a. 2004; Gruber u. a. 2006] ist es in den letzten Jahren gelungen, eine verbesserte posturale Kontrolle, eine erhöhte Schnellkraft- und Sprungkraftfähigkeit durch sensomotorisches Training bei jungen Menschen nachzuweisen. Letzteres ist umso bemerkenswerter, da sensomotorisches Training keine explizit kräftigenden Übungen beinhaltet. In neueren Studien wurde nun untersucht, inwiefern sensomotorisches Training Anpassungserscheinungen im gealterten neuromuskulären System hervorruft [vgl. Granacher u. a. 2006].

Sensomotorisches Training und Maximal- und Schnellkraftfähigkeit

Aus unterschiedlichen Untersuchungen [vgl. Gruber u. a. 2003; Granacher u. a. 2004] geht hervor, dass sich sensomotorisches Training im Alter positiv auf die Kraftfähigkeiten auswirkt. Vor dem Hintergrund, dass sensomotorisches Training keine kräftigenden Übungen beinhaltet, ist dies umso bemerkenswerter.

Granacher u. a. [2004] untersuchten die Effekte eines dreizehnwöchigen sensomotorischen Trainings mit Männern im Alter von 60 bis 80 Jahren auf die Maximalkraft- und Schnellkraftfähigkeit bei isometrischen Kontraktionen. Die Untersuchung des Maximalkraft- und Schnellkraftverhaltens wurde am „Freiburger Beinkraft-Messgerät“ (BKM) durchgeführt. Das BKM erfasst die Streckkraft der gesamten Beinkette („geschlossenes System“ – mehrgelenkig).

Nach der 13-wöchigen Trainingsphase verbesserte sich die Maximalkraft der sensomotorisch trainierten älteren Menschen um 13 Prozent. Die Explosivkraft (maximale Steigung der Kraft-Zeit-Kurve) erhöhte sich um 25 Prozent. Sensomotorisches Training bewirkte des Weiteren einen steileren Kraftanstieg in den Zeitfenstern von Kraftbeginn bis 30, bis 50 und bis 100 Millisekunden, der einherging mit einer verbesserten neuronalen Ansteuerung von Muskeln der unteren Extremität in den entsprechenden Zeitintervallen. Hierbei konnte jedoch das Signifikanzniveau nicht erreicht werden [vgl. Granacher u. a. 2004].

Es stellt sich nun die Frage, welche Strukturen im Nerv-Muskel-System für die verbesserten Kraftfähigkeiten durch sensomotorisches Training verantwortlich sind. Mit einem Verweis auf die Literatur [vgl. Gruber/Gollhofer 2004] darf vermutet werden, dass die beobachteten Anpassungserscheinungen auf eine erhöhte neuromuskuläre Aktivität in den gelenksumgebenden Muskeln der unteren Extremitäten zurückzuführen sind. Auf der Grundlage der Studien von Meunier/Pierrot-Deseilligny [1989] und Macefield u. a. [1993] vermuten Gruber/Gollhofer [2004], dass sensomotorisches Training eine Reduktion der präsynaptischen Hemmung zu Beginn der Kraftentwicklung bewirkt. Aufgrund der reduzierten präsynaptischen Hemmung bei Kontraktionsbeginn entsteht eine reflektorisch generierte neuromuskuläre Antwort im Muskel, die sich auf die Kraftproduktion auswirkt. Die Autoren Gruber/Gollhofer [2004] führen den trainingsinduzierten steileren Kraftanstieg und die höhere neuronale Aktivierung von Muskeln der Beinextensoren während der ersten 100 Millisekunden nach Beginn der Kraftentwicklung auf diesen abgeschwächten Inhibitionsmechanismus zurück. Neue Studienergebnisse deuten jedoch darauf hin [vgl. Gruber u. a. 2005], dass nicht nur spinale Mechanismen für die erhöhte neuromuskuläre Aktivität durch sensomotorisches Training in Frage kommen, sondern auch supraspinale Strukturen (Motorkortex) einen Beitrag zur verbesserten Ansteuerung der Muskulatur der unteren Extremitäten leisten.

Neben diesen neuronalen Anpassungserscheinungen könnte eine trainingsbedingte Muskelquerschnittsvergrößerung für das verbesserte Maximalkraftniveau, welches in der Studie von Granacher u. a. [2004] festgestellt wurde, verantwortlich sein. Eine mögliche Begründung für den Zuwachs der Maximalkraft bei älteren Menschen nach sensomotorischem Training ist, dass ältere Menschen im Vergleich zu jungen über ein um bis zu 30 Prozent reduziertes Maximalkraftniveau verfügen [vgl. Lindle u. a. 1997]. Dadurch wird das neuromuskuläre System des älteren Menschen während der Ausführung von Gleichgewichtsübungen im Einbeinstand ungleich höher belastet als das des jüngeren. Die geforderte monopedale Haltearbeit des M. qua-

drizeps bei einem Kniewinkel von 30° dürfte für das Nerv-Muskel-System des älteren Menschen ausreichend hoch sein, um einen adäquaten Reiz zur Verbesserung der Maximalkraft zu induzieren. Die Voraussetzung für eine trainingsbedingte Muskelquerschnittsvergrößerung ist aufgrund des 13-wöchigen Trainingszeitraumes ebenfalls gegeben.

Es bleibt festzuhalten, dass sensomotorisches Training im Alter zu einem verbesserten Maximalkraft- und Schnellkraftniveau führt. Als mögliche Anpassungserscheinungen an sensomotorisches Training wurden die Abschwächung der präsynaptischen Hemmung, eine erhöhte supraspinale Aktivität und die Hypertrophie von Typ-II-Fasern diskutiert.

Sensomotorisches Training und Reflexaktivitäten

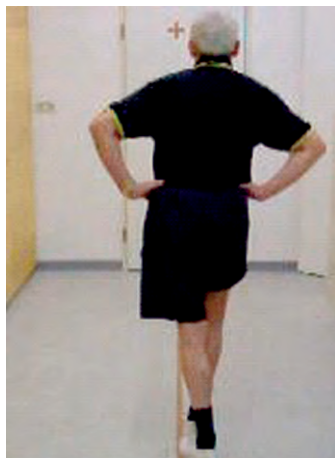
Den Studien von Mynark/Koceja [2002], Williams u. a. [1997] und Granacher u. a. [2006] ist zu entnehmen, dass auch im Alter Veränderungen der Reflexaktivitäten durch sensomotorisches Training erzielt werden können.

Mynark/Koceja [2002] untersuchten die Auswirkungen von sensomotorischem Training auf den H-Reflex, Williams u. a. [1997] auf den Achillessehnenreflex und Granacher u. a. [2006] auf die Fähigkeit zur reflektorischen Kompensation von Gangperturbationen. Mynark/Koceja [2002] konnten feststellen, dass sich ein Kennwert des H-Reflexes (Parameter aus der Amplitude der H-Welle in Prozent der M-Welle) nach einem sensomotorischen Training signifikant reduziert. Die Autoren nehmen an, dass unterschiedliche Prozesse für diese Reflexmodulation verantwortlich sein könnten. Zum einen wäre es möglich, dass sich die Wahrnehmungssensibilität der Muskelspindeln aufgrund einer verbesserten fusimotorischen Ansteuerung erhöht. Zum anderen könnte eine effizientere Arbeitsweise der präsynaptischen Hemmung diese Reflexmodulation hervorrufen [vgl. Mynark/Koceja 2002].

Williams u. a. [1997] untersuchten die Auswirkungen eines zehnwöchigen sensomotorischen Trainings auf den Achillessehnenreflex von 16 Senioren im Alter von 66 bis 83 Jahren. Infolge der Intervention erhöhte sich die reflexinduzierte resultierende Kraft der



2 Proband während der Ausführung des „Functional-Reach-Tests“.



3 Proband während der Ausführung des „Tandem-Walk-Tests“.

Plantarflexoren, wobei sich die Reflexaktivität, ausgedrückt als Quotient aus dem Elektromyogramm (EMG) des M. gastrocnemius und der Plantarflexoren, reduzierte. Die Autoren mutmaßen, dass der verringerte EMG/Kraft-Quotient aufgrund des Kraftzuwachses der Plantarflexoren bei gleich bleibender EMG-Aktivität zu Stande kommen könnte.

Dies würde wiederum implizieren, dass eine trainingsbedingte Veränderung auf muskulärer Ebene stattgefunden hat. Als weitere Ursachen für die trainingsbedingte Verbesserung des Reflexverhaltens älterer Menschen führen Williams u. a. [1997] eine erhöhte Wahrnehmungssensibilität von Muskelspindeln über die zentral gesteuerte Regulation des fusimotorischen Systems an oder aber eine gesteigerte räumliche und zeitliche Summation von Ia-Afferenzen. Das zuletzt geschilderte Phänomen könnte eine verbesserte Rekrutierung motorischer Einheiten bewirken und somit zu einer

kraftvolleren Entfaltung der Reflexantwort führen [vgl. Williams u. a. 1997].

Granacher u. a. [2006] untersuchten die Auswirkungen von sensomotorischem Training auf die Fähigkeit zur reflektorischen Kompensation von Gangperturbationen. Die 60 Probanden im Alter von 60 bis 80 Jahren wurden vor und nach der zwölfwöchigen Trainingsphase abstoppenden Störreizen während des Gehens auf einem Laufband ausgesetzt. Während der Messungen waren die Versuchspersonen mittels eines Fallschirmgurtes gesichert. Die Autoren berichten, dass sensomotorisches Training eine verkürzte Latenzzeit (Zeitdauer von der ersten physiologischen Reaktion auf den abstoppenden Störreiz bis zur ersten Muskelaktivität) und eine erhöhte Reflexaktivität in den entsprechenden Muskeln bewirkt. Den Autoren zufolge kommen drei mögliche Mechanismen für diese Anpassungserscheinung in Frage:

- optimierte Informationsübertragung im zentralen Nervensystem,
- abgeschwächte präsynaptische Hemmung der Gruppe-II-Afferenzen,
- verbesserte Dehnungsempfindlichkeit der Muskelspindeln.

Für weiterführende Ausführungen zu den Ergebnissen dieser Studie wird der Leser auf den Artikel von Granacher u. a. [2006] oder auf das im Maurer Verlag erschienene Buch von Granacher [2006] verwiesen.

Auswirkungen auf Aktivitäten des Alltags

Unter dem Begriff „activities of daily living“ versteht man die physischen Belastungsanforderungen, die der Alltag an den älteren Menschen stellt (z. B. Gehen, Treppensteigen, Einkaufen, Tragen von Taschen, Bus fahren, Überqueren von Straßen etc.).

Granacher [2006] untersuchte die Auswirkungen von sensomotorischem Training im Alter auf die Alltagsmotorik. An der Studie nahmen 40 gesunde, pensionierte Männer im Alter von 60 – 80 Jahren teil (66.6 ± 4.6 Jahre; Body-Mass-Index $25.5 \pm 2.5 \text{ kg/m}^2$), die keine neurologischen, muskulären, kardiovaskulären und metabolischen Krankheiten aufwiesen. Die 40 Probanden wurden randomisiert in die Sensomotorikgruppe (SG – $n = 20$) und die Kontrollgruppe (KOG – $n = 20$) eingeteilt. Die Versuchspersonen der SG nahmen an einem 13-wöchigen Trai-

ningsprogramm teil, wobei die erste Trainingswoche als Phase der Belastungsgewöhnung konzipiert war, in der sich die Probanden mit den Trainingsgeräten vertraut machen konnten. In den folgenden zwölf Wochen wurde dreimal pro Woche mit jeweils einem Tag Pause zwischen den Trainingseinheiten trainiert.

Jede Trainingseinheit dauerte eine Stunde und begann mit einem zehnmütigen Aufwärmprogramm auf einem Fahrradergometer bei 80 Watt. Der Hauptteil des sensomotorischen Trainings wurde auf „Airex“-Matten (Firma Gaugler & Lutz, Aalen), Kippbrettern und Therapiekreislern durchgeführt. Die Trainingsintensität konnte erhöht werden, indem vom bipedalen zum monopodalen Stand übergegangen wurde und indem nach und nach instabile Unterlagen in das Training integriert wurden. Während der ersten beiden Trainingswochen verbesserten sich die Probanden, indem sie vom bipedalen Stand zum monopodalen Stand auf sicherer Unterlage übergegangen sind. Während der Trainingswochen drei und vier führten die Versuchspersonen Einbeinstandübungen mit einem Kniewinkel von zirka 30° auf stabilem Untergrund durch. Der vorgegebene Kniewinkel erforderte eine erhöhte Aktivität in den entsprechenden Muskelgruppen der unteren Extremitäten. Während der fünften bis zur neunten Trainingswoche balancierten die Probanden im Einbeinstand auf instabilen Unterlagen. Die Probanden konnten sich dabei zur Sicherheit bei Bedarf mit den Händen an einer Wand abstützen. Der Kniewinkel betrug zirka 30° . Während der Trainingswochen zehn bis dreizehn führten die Versuchspersonen Einbeinstandübungen auf instabilen Unterlagen durch, wobei die Hände in die Hüfte gestemmt waren und der Kniewinkel wiederum zirka 30° betrug. Auf jedem Trainingsgerät führten die Probanden vier Serien mit einer Dauer von jeweils 20 Sekunden durch. Die Beine wurden im Wechsel trainiert. Zwischen den Serien betrug die Pause 20 Sekunden, nach einem Trainingsgerät fünf Minuten. Nach dem sensomotorischen Training führten die Probanden in einer „cool down“ Phase für zehn Minuten auf einem Fahrradergometer bei 80 Watt. Alle Trainingseinheiten wurden von den Autoren der Studie durchgeführt und dokumentiert. Keine Versuchsperson hatte zu-

vor an einem systematischen sensomotorischen Training teilgenommen. Die KOG trainierte nicht und nahm lediglich an den alltagsmotorischen Tests teil.

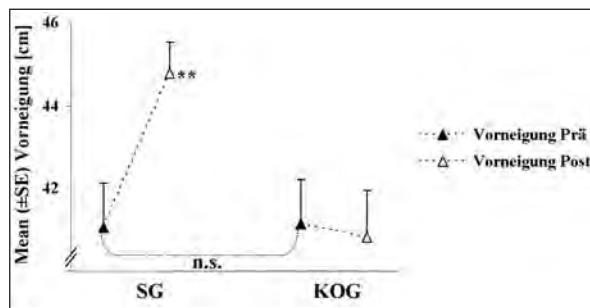
Um die Auswirkungen des Trainings zu überprüfen, wurden vor und nach der 13-wöchigen Trainingsphase der sogenannte „Functional-Reach-Test“ und der „Tandem-Walk-Test“ als Screeningverfahren eingesetzt. Zur Durchführung des „Functional-Reach-Tests“ wurde eigens für die Studie ein beweglicher, auf Schienen gelagerter Schlitten konstruiert. Mit dieser Spezialkonstruktion konnte die maximale Vorneigungsfähigkeit der Probanden bei bipedalem Stand gemessen werden (vgl. Abb. 2). Die Füße der Versuchspersonen waren während der Ausführung parallel ausgerichtet, schulterbreit und durften nicht bewegt werden. Der Arm musste im 90°-Winkel (Schulter – Rumpf) parallel zum Fußboden nach vorne verlagert werden. Die Hand wurde dabei zur Faust geformt. Die Versuche eins und zwei wa-

ren Probeversuche, die Versuche drei und vier wurden gemittelt und ausgewertet. In der nebenstehenden Tabelle sind Normwerte des „Functional-Reach-Tests“ in Abhängigkeit vom Alter aufgeführt (vgl. Tab. 2). Ein Wert von gleich oder kleiner 15.4 Zentimetern deutet auf ein erhöhtes Sturzrisiko hin. Werte zwischen 15.4 und 25.4 Zentimetern deuten auf ein moderates Sturzrisiko hin [vgl. Duncan u. a. 1992]. Nach Eagle u. a. [1999] ist der „Functional-Reach-Test“ in 76 Prozent aller Fälle in der Lage, bereits gestürzte von noch nicht gestürzten Menschen zu unterscheiden. Als Parameter des „Functional-Reach-Tests“ – und damit des statischen Gleichgewichtsvermögens – wurde die maximale Vorneigungsfähigkeit der Probanden ermittelt.

Alter	Männer [cm]	Frauen [cm]
20 – 40 Jahre	42.4 ± 4.8	37.1 ± 5.6
41 – 69 Jahre	37.8 ± 5.6	35 ± 5.6
70 – 87 Jahre	33.5 ± 4.1	26.7 ± 8.9

Tab. 1 Normwerte des Functional-Reach-Tests [vgl. Duncan u. a. 1992].

Beim „Tandem-Walk-Test“ sollten die Versuchspersonen auf einer am Boden aufgezeichneten geraden, etwa zwei Zentimeter breiten Linie gehen. Hierbei wurde ein Fuß direkt vor den anderen gesetzt. Die Hände waren in den Hüften abgestützt und der Blick auf einen Fixpunkt an der Wand gerichtet (vgl. Abb. 3). Von den zehn Schritten ist die Anzahl der erfolgreichen Schritte (keine Abweichung von der Linie) auf dem Messprotokoll vermerkt und ausgewertet worden. Der Test wurde mit einer kurzen Pause zwi-



4 Ergebnis des „Functional-Reach-Tests“: Dargestellt ist die Fähigkeit zur maximalen Vorneigung im Oberkörper bei bilateralem Stand vor und nach der Trainingsperiode. Die gestrichelten Linien sollen andeuten, dass die Prä - Post Veränderungen nicht notwendigerweise linear sind. Dargestellt sind die Mittelwerte (Mean) und Standardfehler (SE). Prä - Post Veränderungen (** $p < 0.01$). Die Experimentalgruppen unterscheiden sich nicht signifikant (n. s.) im Ausgangsniveau der jeweiligen Parameter.

schen den einzelnen Versuchen jeweils dreimal vorwärts und rückwärts durchgeführt. Der Mittelwert der Versuche wurde errechnet, ausgewertet und als Parameter für das dynamische Gleichgewichtsvermögen herangezogen.

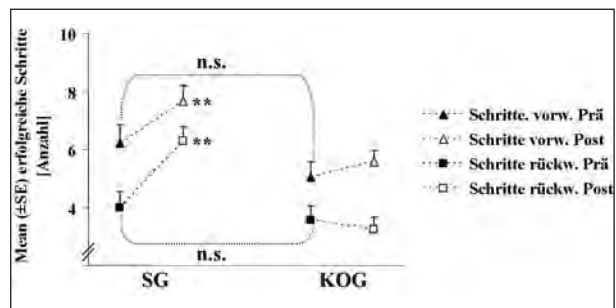
Nach der 13-wöchigen Trainingsphase verbesserte sich die Leistung der SG im „Functional-Reach-Test“ von 41.0 ± 1.1 auf 44.8 ± 0.8 Zentimeter ($\bar{\chi} 9.1\%$; $p \leq 0.01$) (vgl. Abb. 4). Weiterhin bewirkte sensomotorisches Training eine Verbesserung der Parameter des dynamischen Gleichgewichtsvermögens in der Vorwärtsbewegung von 6.2 ± 0.6 auf 7.7 ± 0.5 Schritte ($\bar{\chi} 23.8\%$; $p \leq 0.01$) (vgl. Abb. 5). Bei der Rückwärtsbewegung konnte die SG einen Zuwachs von 4.0 ± 0.5 auf 6.3 ± 0.5 Schritte ($\bar{\chi} 57.1\%$; $p \leq 0.01$) verzeichnen (vgl. Abb. 5). Die KOG zeigte in allen analysierten Parameter keine signifikanten Veränderungen. Zudem konnten zwischen der SG und der KOG keine signifikanten Unterschiede im Ausgangsniveau der gemessenen Kennwerte festgestellt werden.

Die erzielten Effekte der vorliegenden Studie sind in Übereinstimmung mit der Literatur [vgl. Verfaillie u. a. 1997; Williams u. a. 1997; Forth/Dall 2000]. Infolge sensomotorischen Trainings konnten Williams u. a. [1997] eine Erhöhung der Gehgeschwindigkeit sowie eine gesteigerte Leistung in Tests zur Erfassung des statischen und dynamischen Gleichgewichtsvermögens (z. B. „Functional-Reach-Test“) bei älteren Menschen feststellen. Ähnliche Ergebnisse werden von Verfaillie u. a. [1997] berichtet. Forth/Dall [2000] bestätigen diese Resultate, indem sie

dokumentieren, dass im Vergleich zu einem sechswöchigen „Walking-Training“ ein sensomotorisches Training über denselben Zeitraum die Leistung in unterschiedlichen funktionellen Tests signifikant verbessert. Es bleibt festzuhalten, dass sensomotorisches Training ältere Menschen auf die motorischen Aufgaben des Alltags vorbereitet, die körperliche Leistungsfähigkeit verbessert und damit einen Beitrag zur Gesunderhaltung leistet.

Schlussbetrachtung

Die hier dargestellten Ausführungen belegen, dass der ältere Organismus über dynamische Anpassungsreserven an altersgerechte Trainingsformen verfügt. Dem sensomotorischen Training scheint hierbei ein besonderer Stellenwert im Rahmen der präventiven Gesundheitsförderung zu zukommen, da sich diese Trainingsform leistungspositiv auf die Kraftfähigkeiten, auf funktionelle Reflexaktivitäten und auf die Alltagsmotorik auswirkt. Aus der bislang zur Verfügung stehenden Literatur lässt sich daher ableiten, dass der präventive Einsatz von sensomotorischem Training einen großen Beitrag zur Aufrechterhaltung der Lebensqualität und der Autonomie älterer Menschen leisten könnte. Vor diesem Hintergrund scheint sensomotorisches Training hervorragend als sturzpräventive Maßnahme im Alter geeignet zu sein. In weiteren Studien sollte jedoch überprüft werden, ob sich durch diese Trainingsform die Sturzinzidenz tatsächlich verringern lässt. ■



5 Ergebnisse des „Tandem-Walk-Tests“: Dargestellt ist die Fähigkeit zum erfolgreichen Gehen auf einer Linie in der Vorwärts- und Rückwärtsbewegung vor und nach der Trainingsperiode. Die gestrichelten Linien sollen andeuten, dass die Prä - Post Veränderungen nicht notwendigerweise linear sind. Dargestellt sind die Mittelwerte (Mean) und Standardfehler (SE). Prä - Post Veränderungen (** $p < 0.01$). Die Experimentalgruppen unterscheiden sich nicht signifikant (n. s.) im Ausgangsniveau der jeweiligen Parameter.

LITERATUR

- Bernier, J.N./Perrin, D.H.: Effect of coordination training on proprioception of the functionally unstable ankle. In: J Orthop Sports Phys Ther 27 (1998), 264 – 275.
- Birg, H./Flöthmann, E.-J.: Langfristige Trends der demographischen Alterung in Deutschland. In: Z Gerontol Geriat 35 (2002), 387 – 399.
- Bruhn, S./Kullmann, N./Gollhofer, A.: The effects of a sensorimotor training and a strength training on postural stabilisation, maximum isometric contraction and jump performance. In: Int J Sports Med 25 (2004), 56 – 60.
- Bührle, M.: Dimensionen des Kraftverhaltens und ihre spezifischen Trainingsmethoden. In: Bührle, M. (ed.): Grundlagen des Maximal- und Schnelkraftverhaltens. Schorndorf 1985. 82 – 111.
- Bundesamt für Statistik: In: http://www.destatis.de/presse/deutsch/pk/2003/bev_2050b.htm, 2003.
- Chong, R.K./Ambrose, A./Carzoli, J./Hardison, L./Jacobson, B.: Source of improvement in balance control after a training program for ankle proprioception. In: Percept Mot Skills 92 (2001), 265 – 272.
- Duncan, P.W./Studenski, S./Chandler, J./Prescott, B.: Functional reach: predictive validity in a sample of elderly male veterans. In: J Gerontol 47 (1992), M93 – M98.
- Eagle, J./Salamara, S./Whitman, D./Evans, L.A./Ho, E./Olde, J.: Comparison of three instruments in predicting accidental falls in selected inpatients in a general teaching hospital. In: Journal of Gerontological Nursing 25 (1999), 40 – 45.
- Earles, D./Vardaxis, V./Koceja, D.: Regulation of motor output between young and elderly subjects. In: Clin Neurophysiol 112 (2001), 1273 – 1279.
- Forth, K.E./Dall, S.R.X.: Proprioceptive balance training for elderly community dwellers. In: http://www.shaping-the-future.de/Pages/abstracts/abstract_175.htm, 2000.

11. Gollhofer, A.: Proprioceptive training: considerations for strength and power production. In: Komi, P.V. (ed.): *Strength and Power in Sport*. Oxford 2003. 331 – 342.
12. Granacher, U.: Neuromuskuläre Leistungsfähigkeit im Alter (> 60 Jahre): Auswirkungen von Kraft- und sensomotorischem Training. Geislingen/Steige 2006.
13. Granacher, U./Gollhofer, A.: Auswirkungen des Alterns auf die Schnellkraftfähigkeit und das Reflexverhalten – Ein Übersichtsbeitrag. In: *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 3 (2005a), 68 – 73.
14. Granacher, U./Gollhofer, A.: Neuromuskuläre Leistungsfähigkeit im Alter – Ein Überblick. In: *Krankengymnastik – Zeitschrift für Physiotherapeuten* 9 (2005b), 1316 – 1328.
15. Granacher, U./Gollhofer, A./Strass, D.: Training induced adaptations in characteristics of postural reflexes in elderly men. In: *Gait and Posture* 24 (2006), S. 459 – 466.
16. Granacher, U./Strass, D./Gollhofer, A.: Maximal and Explosive Force Production Capacity in Elderly Men: Implications for Exercise. In: *Isokinetics and Exercise Science* 12 (2004), 43 – 44.
17. Gruber, M./Bruhn, S./Gollhofer, A.: Specific adaptations of neuromuscular control and knee joint stiffness following sensorimotor training. In: *Int J Sports Med* 27 (2006), 636 – 641.
18. Gruber, M./Gollhofer, A.: Impact of sensorimotor training on the rate of force development and neural activation. In: *Eur J Appl Physiol* 92 (2004), 98 – 105.
19. Gruber, M./Gollhofer, A./Alt, W./Lohrer, H./Bruhn, S.: Impact of sensorimotor-training on the force production capacity of the leg extensor muscles. In: Müller, E./Schwameder, H./Zallinger, G./Fastenbauer, V. (eds.): *Proceedings of the 8th Annual Congress of the European College of Sport Science*. Salzburg 2003. 223.
20. Gruber, M./Schubert, A./Gruber, S./Taube, W./Beck, S./Amtage, F./Gollhofer, A.: Spinal and Corticospinal Adaptations Following Sensorimotor Training. In: *Med Sci Sports Exerc* 37 (2005), 192.
21. Häkkinen, K.: Ageing and neuromuscular adaptation to strength training. In: Komi, P.V. (ed.): *Strength and Power in Sport*. Oxford 2003. 409 – 425.
22. Heitkamp, H.C./Horstmann, T./Mayer, F./Weller, J./Dickhuth, H.H.: Gain in strength and muscular balance after balance training. In: *Int J Sports Med* 22 (2001), 285 – 290.
23. Judge, J.O./Whipple, R.H./Wolfson, L.I.: Effects of resistive and balance exercises on isokinetic strength in older persons. In: *J Am Geriatr Soc* 42 (1994), 937 – 946.
24. Kamen, G./Sison, S.V./Du, C.C./Patten, C.: Motor unit discharge behavior in older adults during maximal-effort contractions. In: *J Appl Physiol* 79 (1995), 1908 – 1913.
25. Lephardt, S.M./Riemann, B.L./Fu, F.H.: Introduction to the sensorimotor system. In: Lephardt, S.M./Fu, F.H. (eds.): *Proprioception and neuromuscular control in joint stability*. Champaign 2000. 17 – 24.
26. Lexell, J./Taylor, C.C./Sjostrom, M.: What is the cause of the ageing atrophy? Total number, size and proportion of different fiber types studied in whole vastus lateralis muscle from 15- to 83-year-old men. In: *J Neurol Sci* 84 (1988), 275 – 294.
27. Lindle, R.S./Metter, E.J./Lynch, N.A./Fleg, J.L./Fozard, J.L./Tobin, J./Roy, T.A./Hurley, B.F.: Age and gender comparisons of muscle strength in 654 women and men aged 20-93 yr. In: *J Appl Physiol* 83 (1997), 1581 – 1587.
28. Macaluso, A./De Vito, G.: Muscle strength, power and adaptations to resistance training in older people. In: *Eur J Appl Physiol* 91 (2004), 450 – 472.
29. Macefield, V.G./Gandevia, S.C./Bigland-Ritchie, B./Gorman, R.B./Burke, D.: The firing rates of human motoneurons voluntarily activated in the absence of muscle afferent feedback. In: *J Physiol* 471 (1993), 429 – 443.
30. Maisonobe, T./Hauw, J.J.: Changes in the peripheral nervous system. In: Dani, S.U./Hori, A./Walter, G.F. (eds.): *Principles of neural aging*. Amsterdam 1997. 304 – 316.
31. Marburger, C./Hauer, K./Schlierf, G./Oster, P.: Physical training in geriatrics. In: *Dtsch Med Wochenschr* 122 (1997), 1560 – 1563.
32. Mayer, F./Gollhofer, A./Berg, A.: Krafttraining mit Älteren und chronisch Kranken. In: *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 54 (2003), 88 – 94.
33. Meunier, S./Pierrot-Deseilligny, E.: Gating of the afferent volley of the monosynaptic stretch reflex during movement in man. In: *J Physiol* 419 (1989), 753 – 763.
34. Meusel, H.: Bewegungsaktivitäten als Sturzprophylaxe. In: http://www.bagso.de/883/03_3_02.htm, 2001.
35. Morita, H./Shindo, M./Yanagawa, S./Yoshida, T./Momoi, H./Yanagisawa, N.: Progressive decrease in heteronymous monosynaptic Ia facilitation with human ageing. In: *Exp Brain Res* 104 (1995), 167 – 170.
36. Mynark, R.G./Koceja, D.M.: Down training of the elderly soleus H reflex with the use of a spinally induced balance perturbation. In: *J Appl Physiol* 93 (2002), 127 – 133.
37. Province, M.A./Hadley, E.C./Hornbrook, M.C./Lipsitz, L.A./Miller, J.P./Mulrow, C.D./Ory, M.G./Sattin, R.W./Tinetti, M.E./Wolf, S.L.: The effects of exercise on falls in elderly patients. A preplanned meta-analysis of the Ficits Trials. Frailty and Injuries: Cooperative Studies of Intervention Techniques. In: *Jama* 273 (1995), 1341 – 1347.
38. Roos, M.R./Rice, C.L./Vandervoort, A.A.: Age-related changes in motor unit function. In: *Muscle Nerve* 20 (1997), 679 – 690.
39. Rubenstein, L.Z./Robbins, A.S./Schulman, B.L./Rosado, J./Osterweil, D./Josephson, K.R.: Falls and instability in the elderly. In: *J Am Geriatr Soc* 36 (1988), 266 – 278.
40. Skelton, D.A./Greig, C.A./Davies, J.M./Young, A.: Strength, power and related functional ability of healthy people aged 65 – 89 years. In: *Age Ageing* 23 (1994), 371 – 377.
41. Swash, M./Fox, K.P.: The effect of age on human skeletal muscle. Studies of the morphology and innervation of muscle spindles. In: *J Neurol Sci* 16 (1972), 417 – 432.
42. Tang, P.F./Woollacott, M.H.: Inefficient postural responses to unexpected slips during walking in older adults. In: *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 53 (1998), M471 – M480.
43. Terao, S./Sobue, G./Hashizume, Y./Li, M./Inagaki, T./Mitsuma, T.: Age-related changes in human spinal ventral horn cells with special reference to the loss of small neurons in the intermediate zone: a quantitative analysis. In: *Acta Neuropathol (Berl)* 92 (1996), 109 – 114.
44. Tinetti, M.E.: Clinical practice. Preventing falls in elderly persons. In: *N Engl J Med* 348 (2003), 42 – 49.
45. Toole, T./Hirsch, M.A./Forkink, A./Lehman, D.A./Maitland, C.G.: The effects of a balance and strength training program on equilibrium in Parkinsonism: A preliminary study. In: *NeuroRehabilitation* 14 (2000), 165 – 174.
46. Vandervoort, A.A.: Aging of the human neuromuscular system. In: *Muscle Nerve* 25 (2002), 17 – 25.
47. Verfaillie, D.F./Nichols, J.F./Turkel, E./Hovell, M.F.: Effects of resistance, balance, and gait training on reduction of risk factors leading to falls in elders. In: *Journal of Aging and Physical Activity* 5 (1997), 213 – 228.
48. Williams, H.G./Burke, J.R./McClenaghan, B.A./Hirth, V.: Balance control: mechanisms of adaptation to sensory-motor integration training in the elderly. In: Huber, G. (ed.): *Proceedings of Fourth International Congress on Healthy Aging, Activity and Sports*. Heidelberg 1997. 118 – 130.
49. Wolf, S.L./Barnhart, H.X./Ellison, G.L./Coogler, C.E.: The effect of Tai Chi Quan and computerized balance training on postural stability in older subjects. Atlanta Ficits Group. Frailty and Injuries: Cooperative Studies of Intervention Techniques. In: *Phys Ther* 77 (1997), 371 – 381.
50. Wolfson, L./Whipple, R./Derby, C./Judge, J./King, M./Amerman, P./Schmidt, J./Smyers, D.: Balance and strength training in older adults: intervention gains and Tai Chi maintenance. In: *J Am Geriatr Soc* 44 (1996), 498 – 506.
51. Wulker, N./Rudert, M.: Lateral ankle ligament rupture. When is surgical management indicated and when conservative therapy preferred? In: *Orthopäde* 28 (1999), 476 – 482.

Propriozeptives Training der unteren Extremität – Training der Sinne

Klaus Heuchemer: Nicht nur die Muskulatur muß nach einer Verletzung wieder aufgebaut werden. Auch die propriozeptiven Fähigkeiten müssen wieder neu erlernt und trainiert werden. Dies ist zum Glück viel einfacher, als die Propriozeption wissenschaftlich zu beschreiben und zu untersuchen. Das Programm eignet sich nicht nur für die Rehabilitation, sondern auch zur allgemeinen Verbesserung der Propriozeption. Probieren Sie doch einfach mal aus, wie gut Sie in Form sind.

[Patienten mit einem abgeflachten Längsgewölbe sollen sich – um das Fußgewölbe aktiv aufzurichten – vor Beginn der Übungen einen 1 cm hohen Gegenstand (z. B. Bleistift) von innen unter das Os Naviculare legen.

Die Dauer der einzelnen Übungen ist nicht genau festgelegt. Der Patient sollte ein zunehmendes Stabilitätsgefühl erlangen.

Die Übungen 1 – 4 sind zu Beginn auszuführen, weil hierbei das Standbein noch stabil steht.

Erst anschließend sollte mit den anderen Übungen begonnen werden.

Das Knie des Standbeines nie ganz durchstrecken, weil es sich dann in einer verriegelten Position befindet und die rückwärtige Oberschenkelmuskulatur nur minimal an der aktiven Sicherung des Gelenkes beteiligt ist.

Um die Übungen zu erschweren, können diese später auf unebenem Untergrund (Therapiekreisel, Kippbrett, Matten, Minitrampolin, Sand oder Rasen) und/oder mit geschlossenen Augen durchgeführt werden.]

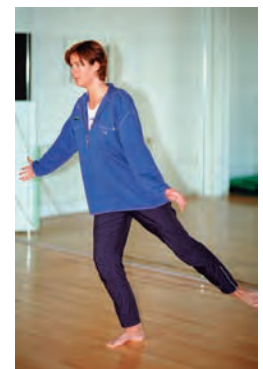
● ● Anschrift des Verfassers:

Klaus Heuchemer
Krankengymnast
DSB Sportphysiotherapeut
Sportmedizinisches Institut Frankfurt
Otto-Fleck-Schneise 10
60528 Frankfurt

● ● Übungsprogramm für propriozeptives Training der unteren Extremitäten



1 Wichtig: Standbein im Knie leicht gebeugt! Spielbein in verschiedenen Diagonalen bewegen!



2 Anderes Bein in der Hüfte und dem Knie 90 Grad gebeugt und einwärts/auswärts drehen! Wichtig: Knie des Standbeines darf nicht mitdrehen!



3 Spielbein und diagonaler Arm nähern sich an bzw. entfernen sich!



4 Ein-Bein-Stand und gleichzeitiges Zähneputzen!

5 Linker Arm bewegt sich von oben nach unten und tippt auf den Boden! Wichtig: Beinachse beachten und Rücken gerade halten!



6 Sprung auf der Stelle auf das andere Bein in den Ein-Bein-Stand. Wichtig: Standbein leicht im Knie gebeugt! Kleiner Sprung (später großer Sprung) vorwärts, rückwärts und seitwärts und wieder im Ein-Bein-Stand anhalten! Laufen auf der Stelle; plötzlicher Stop und im Ein-Bein-Stand anhalten!



7 Kleiner Sprung mit $\frac{1}{4}$ Drehung rechts oder links herum und dort wieder im Ein-Bein-Stand anhalten!



8 Laufbewegung mit Armen und dem Spielbein imitieren! Wichtig: kein Paßgang!

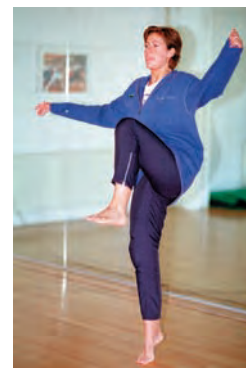
Sportspezifische Übungen



1 Fußball: Einen zugespielten Ball mit dem Spielbein zurückspielen ohne den Ein-Bein-Stand zu verlassen!



2 Kunstturnen: Eine Standwaage halten!



3 Ballett: Auf halber und ganzer Spitze stehen!



4 Hochsprung: Absprung simulieren, Arme einsetzen und auf die Zehenspitzen steigen!

Propriozeptives Training zur Sprunggelenksprophylaxe

Sandra Podzielny, Thomas L. Milani, Albert Gollhofer: Fibuläre Kapselbandläsionen gehören zu den häufigsten Verletzungen des menschlichen Körpers. Diese biomechanische und neuromuskuläre Untersuchung zu den Wirkungsmechanismen von Trainingsprogrammen zeigt, dass man diese Gefahr durch gezieltes Propriozeptions- und Koordinationstraining reduzieren kann.

Ständig steigende Leistungszielstellungen im Sport haben über Jahre hinweg dazu geführt, dass immer höhere Belastungsanforderungen an den Organismus des Sportlers gestellt werden. Um diese Höchstleistungen überhaupt erreichen zu können, werden dazu in der Trainingspraxis häufig modifizierte Trainingsmethoden angewendet, die in besonderem Maße eine große Belastung für den Stütz- und Bewegungsapparat der Sportler darstellen. Besonders häufig betroffen ist davon das komplizierte Sprunggelenk, das Stoß-, Druck- und Scherbelastungen in hohem Umfang aufnehmen muss (Martin, 1996). Die starke Belastung des Sprunggelenkkomplexes betrifft dabei nicht nur Freizeit- und Hochleistungssportler, sie muss darüber hinaus auch von Menschen, die beispielsweise an einer chronischen Instabilität des Sprunggelenkes leiden, kompensiert werden.

Gerade bei maximaler physischer und psychischer Belastung kommt es nicht selten zu koordinativen Störungen mit dem Ergebnis einer erhöhten Verletzungsbereitschaft. Fibuläre Kapselbandläsionen gehören daher nachweislich zu den häufigsten Verletzungsformen des menschlichen Körpers (Knäpler et al., 1989). Aufgrund der wichtigen Aufgabe des Sprunggelenkes für den menschlichen Gang werden nach dem Auftreten von Supinationstraumen Rehabilitationsprogramme durchgeführt, die eine Rückkehr zur gewohnten Mobilität zum Ziel haben. Als wichtige Maßnahme in der Rehabilitati-

on derartiger Verletzungen sind unterschiedliche Gleichgewichts- und Koordinationsübungen anerkannt (Freeman, 1965; Zwipp, 1989; Irrgang et al., 1994). Sie umfassen häufig die Verwendung von krankengymnastischen Geräten wie die eines Kippbretts. Wie in der Literatur vielfach betont wird, tragen diese Übungen dazu bei, die zur Vermeidung weiterer Supinationstraumen erforderlichen propriozeptiven Reflexe und reflexgesteuerten Bandfunktionen zu stärken und damit eine Wiederherstellung der Sprunggelenksstabilität zu erzielen.

Mittlerweile wurde diesen rehabilitativen Übungen ein prophylaktischer Effekt zur Vorbeugung gegen das wiederholte Auftreten von Sprunggelenksverletzungen nachgewiesen. Bei der Prävention dieser Verletzungen, insbesondere bei Patienten, bei denen sich nach wiederholten Supinationstraumen eine chronische Instabilität entwickelt hatte, konnte der Nutzen koordinativer Trainingsformen als Therapiemaßnahme durch eine signifikante Reduktion von Nachfolgeverletzungen wissenschaftlich belegt werden (Tropp et al., 1985). Da in vielen klinischen Studien zur Verletzungsprophylaxe jedoch nur Probanden mit instabilen Sprunggelenken berücksichtigt wurden, ist jedoch noch nicht eindeutig gesichert, inwieweit sich die in diesen Studien gewonnenen Ergebnisse auch auf die Verletzungsprophylaxe bei gesunden Probanden übertragen lassen.

Propriozeptions- und Koordinationstraining in der Prophylaxe von Sprunggelenksverletzungen

Viele Äußerungen zum prophylaktischen Schutz vor Supinationstraumen durch Training beruhen auf Spekulationen oder sind aus den Erkenntnissen, die bei der Durchführung von Rehabilitationsprogrammen gewonnen wurden, übertragen worden. Vorschläge zur Prävention von Sportverletzungen und im Besonderen auch nach Sprunggelenksverletzungen machten Raschka

und Mitarbeiter (1995). Ausgangspunkt ihrer Überlegungen waren die bei 203 analysierten Volleyballunfällen hohe Anzahl von Sprunggelenkstraumen (57,1 %). Die Autoren empfehlen als unbedingt notwendige Präventivmaßnahmen Übungen zur Stabilisation der Gelenkfunktion. Unter dem Begriff „physiologisches Taping“ verstehen sie Übungen, die speziell die zum Schutz der Gelenkfunktion wichtigen Muskeln kräftigen und ihre Antagonisten dehnen. Gleichzeitig sollte ihrer Meinung nach ein derartiges Training nicht nur muskuläre Defizite ausgleichen, sondern auch zu einer Koordinationsverbesserung führen.

Ihre Überlegungen beruhen dabei auf den Untersuchungen von Sommer (1983), der für eine Sprunggelenksverletzung ein muskuläres Ungleichgewicht zwischen der Peronealmuskulatur im Vergleich zum M. tibialis posterior verantwortlich macht. Die relative Schwäche der Peronealmuskulatur führt daher bei Ermüdung zu einer verstärkten Supination und Mittel- und Vorfuß einwärtsdrehung während der Landung und provoziert somit laterale Sprunggelenksverletzungen.

Grana (1996) stellt in seinem Übersichtsartikel ein präventives Übungsprogramm für das Sprunggelenk vor. Dieses Programm besteht aus fünf unterschiedlichen Übungen:

1. Zehen-/Fersenstände
2. Übungen gegen Widerstand (Dorsalextension, Plantarflexion, Supination, Pronation)
3. Gleichgewichtsübungen
4. Plyometrische Übungen
5. Dehnübungen.

Zur Ausführung der Übungen werden dabei Hilfsmittel wie Thera-Bänder® und Balancierbretter eingesetzt.

Der Einfluss eines Koordinations- und eines Krafttrainings auf die Prävention von Sprunggelenksverletzungen bei Versuchspersonen ohne frühere Verletzungen der unteren Extremitäten wurde erstmals 1995 von Scheuffelen und Mitarbeitern wissenschaftlich un-

tersucht. 38 Probanden nahmen an einem der folgenden Trainingsprogramme über einen Zeitraum von vier Wochen teil: 1. Ankle Disk-Training 2. Krafttraining der Pronatoren 3. kombiniertes Ankle Disk- und Krafttraining sowie 4. kein Training (Kontrollgruppe). Mittels maximaler Voluntärkontraktion (MVC) wiesen die Autoren nach, dass ein Ankle Disk-Training auch bei gesunden Probanden gerade in der Phase der schnellen Kraftentwicklung zu entscheidenden Verbesserungen führt. Aus den EMG-Ableitungen konnte weiterhin geschlossen werden, dass vermutlich durch Verbesserung der Reflexaktivität die Sensibilität der Muskelspindeln gesteigert werden kann.

Da das Einüben und Einprägen eines neuen Bewegungsmusters zur verbesserten Stabilisation des Sprunggelenkes nur durch häufiges und langandauerndes Training möglich ist, entwickelte Ball (1997) ein Balancierbrett mit integrierter Elektrostimulation, womit ein wesentlich besseres Gleichgewichtsvermögen, eine bessere Stabilität des Sprunggelenkes und damit eine verbes-

serte Prophylaxe erzielt werden sollte. Kann auf dem Balancierbrett nicht das Gleichgewicht eingehalten werden, so dass das Brett den Boden berührt, so liegt hier ein neuromuskuläres Versagen der beteiligten Muskulatur vor. Ein im Balancierbrett integrierter Sensor registriert sogleich den begangenen Fehler und beantwortet ihn ohne Verzögerung mit einer elektrischen Stimulation der „versagenden“ Muskulatur. Auf diese Weise wird eine zur Inversionsvermeidung notwendige Muskelaktivierung erreicht, ohne dass eine schnelle Inversionsbewegung mit hoher Geschwindigkeit vorlag. Bei einem vierwöchigen propriozeptiven Training zeichnete sich ab, dass die Probanden, die mit zusätzlicher Elektrostimulation auf dem Balancierbrett trainiert hatten, ein höheres Stabilisierungsvermögen des Sprunggelenkes aufwiesen.

Da noch nicht eindeutig bewiesen ist, ob ein prophylaktisches Training bei gesunden Probanden Sprunggelenksverletzungen vermeiden hilft, hat sich die Durchführung derartiger Trainingsprogramme aus Zeitgründen in der Trai-

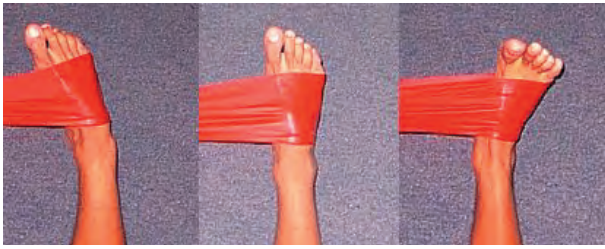
ningspraxis noch nicht effektiv durchgesetzt. Der wissenschaftliche Nachweis präventiver Wirkungsmechanismen durch Koordinationsübungen zur Sprunggelenksprophylaxe ist jedoch besonders für Athleten und Trainer von Interesse, die ein präventives Training als festen Bestandteil in das Training integrieren wollen, um die Athleten besonders in Sportarten mit hohem Umknickrisiko vor Sprunggelenksverletzungen zu schützen.

Auswahl der getesteten Trainingsprogramme

Zum Nachweis einer prophylaktischen Wirkungsweise von Training wurde bei der Auswahl von propriozeptiven Trainingsprogrammen auf zwei in der Rehabilitation bewährte Trainingsgeräte (Thera-Band®, Airex® Balance-Pad) zurückgegriffen sowie ein neues Training auf einem Geländeparcour konzipiert.

Training mit dem Thera-Band®

Mit diesem Trainingsgerät wurde eine primär muskelkräftigende Übung aus-



1 Trainingsübung mit dem Thera-Band®: Die Bewegung erfolgt im Sprunggelenk von einer Pronations- zu einer Supinationsstellung des Fußes.

geführt (Abb. 1). Aufgabe dieser Übung war es, den rechten Fuß im Sprunggelenk von einer Supinations-, über eine Mittelstellung in eine Pronationsstellung zu führen. Bewegungen des lateralen Fußrandes wurden also gegen den Widerstand eines elastischen Latexbandes ausgeführt, wobei die Probanden während der Bewegungsausführung darauf zu achten hatten, dass diese Bewegung nur im unteren Sprunggelenk stattfindet. Dies wird primär durch die Aktivierung der Peronealmuskulatur erreicht. Am Ende wurde kurze Zeit verharret, bevor der Fuß zur erneuten Wiederholung der Übung langsam in die Supinationsstellung zurückgeführt wurde. 20 Versuchspersonen führten dieses Training viermal die Woche über einen Zeitraum von vier Wochen durch, wobei die Trainingsintensität von 4 Serien á 10 Wiederholungen bis zu 5 Serien á 20 Wiederholungen innerhalb der gesamten Trainingsphase gesteigert wurde.

Training mit dem Airex Balance-Pad

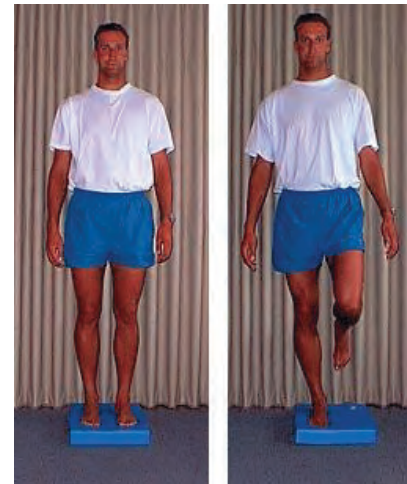
Das zweite Trainingsprogramm wurde auf einem Airex® Balance-Pad (Gaugler & Lutz oHG, Aalen-Ebnat, ca. 50 x 41 x 6 cm) durchgeführt. Das Balance-Pad besteht aus einem „geschlossenem, zelligen,

superweichen Spezialschaumstoff“, der laut Herstellerangaben bei Betreten dieses Pads einen dreidimensionalen „Schwabbel-Effekt“ auslöst. Dieses Trainingsgerät ist für Gleichgewichtsübungen, Koordinationstraining, Nachbehandlung von Sportverletzungen der unteren Extremitäten sowie für Gangsicherheitstraining gedacht. Aufgrund der destabilisierenden Eigenschaften werden sie sowohl in der Rehabilitation als auch der Prävention zur Schulung motorischer Fähigkeiten eingesetzt.

In dieser Trainingsgruppe (n = 21) wurde ausgehend von einem sicheren beidbeinigen Stand das linke Bein von dem Pad gelöst, so dass die Bewegung auf dem rechten Bein ausbalanciert werden musste (Abb. 2). Das Training, das ebenfalls viermal die Woche über einen Zeitraum von vier Wochen durchgeführt wurde, wurde von vier Wiederholungen á 1,5 Minuten bis zu sechs Wiederholungen á 2 Minuten gesteigert. Innerhalb der sechs Wiederholungen wurden zudem die letzten beiden Wiederholungen mit geschlossenen Augen durchgeführt.

Training auf dem Geländeparcour

Mit diesem Parcours sollte eine realitäts-



2 Trainingsübung mit dem Airex® Balance-Pad: Nach dem Anheben des linken Beines wird die Bewegung auf dem rechten Fuß ausbalanciert.

nahe Situation, wie man sie in unebenem Waldgelände vorfindet, nachgestellt werden, die zu unerwarteten Bewegungen des Fußes führt.

Der Geländeparcour ist schachbrettähnlich aufgebaut und besteht aus 140 Kistenelementen, die zusammengesetzt eine Gesamtfläche von 27 m² bilden. 100 Kisten bestehen aus Getränkeboxen, auf die eine 10 mm dicke Spanplatte geklebt wurde. Die anderen 40 Kisten wurden komplett aus Spanholz gefertigt und wiesen eine Besonderheit auf: ihre Oberfläche war einer Supinationsplattform ähnlich aufgebaut und besteht aus einem festen und einem beweglichen Teil, der bei Betreten bis zu einem Winkel von 20 Grad abkippte. Als Anschlag für die abgekippte Fläche diente ein zweiter eingelassener Bo-



3 „Inversions“-Kiste mit Spezialgummi überspannt: Bei Betreten dieser nicht erkennbaren Flächen auf dem Parcours wird der Fuß in verschiedene Bewegungsrichtungen gezwungen.



4a, b Testapparat zur Simulation von Supinationsbewegungen: Diese Plattform kann sowohl aus statischer Ausgangsposition (4a) als auch aus einer Gehbewegung heraus – wenn die Platte in eine Gangway integriert wurde (4c) – plötzliche Bewegungen im Sprunggelenk induzieren. Am Sprunggelenk ist ein Goniometer zur Bestimmung des Ausmaßes und der Geschwindigkeit der Supinationsbewegungen angebracht.



den, auf den zwei 8 cm lange Druckfedern montiert waren. Bei Betreten dieser Oberfläche wurde der Fuß je nach Gehrichtung in eine Inversions-, Eversions-, Plantarflexions-, Dorsalextensionsbewegung oder eine kombinierte Bewegung gezwungen. Bei Verlassen der abklippbaren Oberfläche richteten Druckfedern die abgekippte Fläche wieder auf. Damit diese „Inversions“-Kisten von den Grundelementen nicht unterschieden werden konnten, wurde über die gesamte Parcour-Fläche ein Spezialgummi von 1 mm Stärke, das gleichzeitig noch die verschiedenen Bewegungen auf den präparierten Kisten zuließ, gespannt (Abb. 3).

Alle Probanden (n = 16) trugen während der vierwöchigen Trainingsphase (16 Trainingseinheiten) ein einheitliches Schuhmodell (Leinenschuh). Nach jedem Trainingstag wurde die Anordnung der Kisten umgestellt, so dass die Probanden immer wieder neuen unerwarteten Situationen ausgesetzt waren. Eine Physiotherapeutin betreute das Training und gab unterschiedliche Gehwege vor. In den letzten beiden Trainingswochen mussten die Probanden außerdem eine präparierte Chlorbrille aufsetzen, mit der die visuelle Wahrnehmung unterdrückt wurde.

Material und Methode

Supinationsplattform – statisch und dynamisch messbar!

In zahlreichen Untersuchungen wurden Supinationsplattformen eingesetzt, um Sprunggelenke zu einem unerwarteten Zeitpunkt mechanisch in eine Inversionsbewegung zu führen und dabei die Muskelaktivitäten aufzeichnen zu können. Da Supinationsbewegungen jedoch ausschließlich aus einer dynamischen Bewegung heraus ausgelöst werden, wurde in dieser Studie erstmals eine von der Feinmechanischen Werkstatt der Universität Essen konstruierte Supinationsplattform verwendet, mit der sowohl aus einer statischen Ausgangsposition als auch aus einer Gehbewegung heraus Supinationsbewegungen induziert werden können (Abb. 4a + b). Die Besonderheit dieser Plattform stellt der Auslösemechanismus dar. So ist für die Induzierung in der dynamischen Gehbewegung eine gewisse Kraft notwendig, um den beweglichen Teil der Plattform abkippen zu lassen und damit eine Supinationsbewegung zu provozieren. Diese Supinationsplattform ist

in eine Gangway integriert (Abb. 4c). Sowohl in der statischen als auch in der dynamischen Versuchsbedingung war ein Inversionswinkel von 30 Grad bei gleichzeitiger Plantarflexion von 15 Grad voreingestellt. Dieser Winkel hat sich bereits in anderen Studien für die Auslösung von Supinationsbewegungen bewährt (Scheuffelen et al., 1993). Für die Überprüfung der statischen Kraft in der Peronealmuskulatur stand darüber hinaus ein spezielles Kraftmessgerät zur Verfügung.

Messinstrumentarium

Unter der Supinationsplattform befand sich eine Kistler-Kraftmessplatte (9281 B), die in dieser Studie größtenteils Triggerfunktion besaß, um alle Messsignale synchron aufzunehmen. Darüber hinaus war die Kraftkurve für die Auswertung einzelner Parameter eine Orientierungshilfe, da an ihr der Ablauf der Bewegung nachvollzogen werden konnte. Zur Bestimmung des Supinationsausmaßes und der Supinationsgeschwindigkeit wurde als Goniometer ein Präzisionspotentiometer (Megatron MP 10) verwendet. Hierüber konnten Achillessehnen-Winkeländerungen registriert werden, die sich in der Biomechanik als aussagekräftige Parameter für das Ausmaß von Pronation und Supination etabliert haben. An vier ausgewählten Muskeln (M. gastrocnemius, M. peroneus longus, M. tibialis anterior, M. vastus medialis) wurde während der induzierten Supinationsbedingungen die elektromyographische Aktivität mittels bipolaren Oberflächen Elektroden registriert.

Versuchsablauf

Zu Beginn wurden 10 normale Gehversuche („GANG“) ohne Abklippung der Supinationsplattform aufgezeichnet. Um den Probanden ein Gefühl der Sicherheit zu geben, wurde der Schalter, mit dem die Supinationsplattform aktiviert werden konnte, zur Seite gelegt. Somit wussten die Probanden im Vorfeld, dass die Supinationsplatte nicht abkippt. Anschließend wurden weitere 20 Gehversuche durchgeführt, in denen jedoch 10 Versuche randomisiert eingestreut waren, in denen bei Betreten der Supinationsplattform eine Supinationsbewegung induziert wurde. Die Versuche in dieser Versuchsbedingung, in denen die Supinationsplattform nicht aktiviert wurde, werden als „NOFALL“

bezeichnet und unterscheiden sich im Allgemeinen nicht von den ersten 10 Gehversuchen. Allerdings war den Versuchspersonen hier bekannt, dass die Supinationsplattform theoretisch hätte abkippen können. Weiterhin wurden noch Supinationsbewegungen aus statischer Ausgangsposition induziert sowie isometrische Maximalkraftmessungen durchgeführt.

Ausgewählte Ergebnisse

Thera-Band® versus

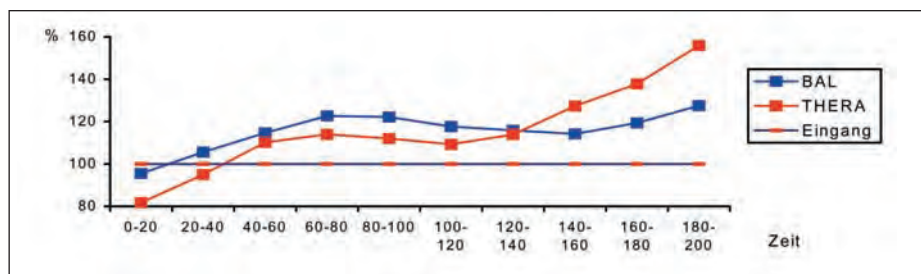
Airex® Balance-Pad

Für beide Trainingsgruppen wurden nach einer vierwöchigen Trainingsphase signifikante statische Maximalkraftsteigerungen der Peronealmuskulatur von 21 % für die Balance-Gruppe und 19 % für die Thera-Band-Gruppe nachgewiesen. Beide Trainingsformen scheinen unter präventiven Aspekten einen Beitrag zu leisten, durch eine kräftigere Muskulatur Sprunggelenksverletzungen zu vermeiden und einer Sprunggelenksinstabilität vorzubeugen. Gleichzeitig wäre auch eine kräftigere Peronealmuskulatur im Hinblick auf eine einsetzende Ermüdung entsprechend widerstandsfähiger. Unterschiede zwischen diesen beiden Trainingsgruppen bestehen allerdings in der Kraftentwicklung. So erzielte die Gruppe, die mit dem Balance-Pad trainierte, gerade in den ersten 100 ms den größten Kraftzuwachs, während die Thera-Band-Gruppe erst 40–100 ms später die Kraftsteigerungen erzielen konnte (Abb. 5).

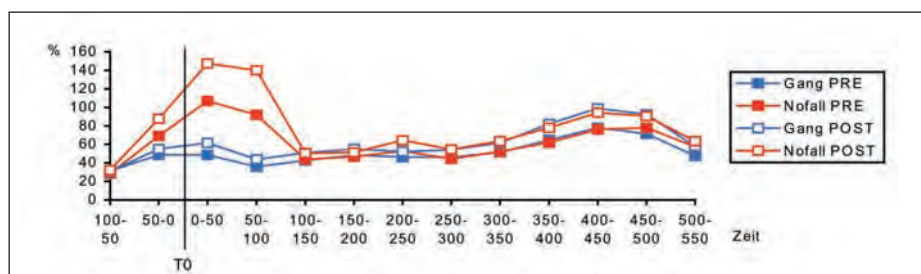
Die Balance-Gruppe scheint durch ihr Training eine bessere Koordination zur Entwicklung einer möglichst großen statischen Maximalkraft in der Peronealmuskulatur erlangt zu haben. Somit beinhaltet dieses Training nicht nur kraftsteigernde Wirkung, sondern auch einen koordinativ steigernden Effekt. Moritani & De Vries (1979) sowie Komi (1986) haben in diesem Zusammenhang gezeigt, dass es durch ein intensives Krafttraining zu einer deutlichen Steigerung der Fähigkeit kommt, motorische Einheiten in wichtigen Situationen möglichst rasch zu aktivieren.

„GANG“ und „NOFALL“ – zwei ähnliche Versuchsbedingungen mit deutlichen Muskelaktivitätsunterschieden

Die Ergebnisse der Versuchsbedingungen „GANG“ und „NOFALL“, in denen keine Supinationsbewegungen induziert wurden, sollen als Grundlage für



5 Prozentuale Veränderungen der Kraftentwicklung in den ersten 200 ms: Gerade in den ersten 100 ms kann ein im Vergleich zur Thera-Band-Gruppe verbesserter Kraftzuwachs für die Balance-Gruppe registriert werden.



6 Darstellung der EMG-Aktivitätsmuster des M. peroneus longus: Deutliche Aktivitätsunterschiede in zwei ähnlichen Versuchsbedingungen „GANG“ und „NOFALL“ zeigen sich besonders im Zeitraum von 50 ms vor bis 100 ms nach Bodenkontakt (T0).

die Klärung möglicher präventiver Mechanismen im Umgang mit induzierten Supinationsbewegungen dienen. Es sei nochmals erklärt, dass in beiden Versuchsbedingungen das normale Gehen über die Gangway analysiert wurde, mit dem Unterschied, dass in der Versuchsbedingung „NOFALL“ die Supinationsplattform theoretisch hätte aktiviert werden können. Für alle abgeleiteten Muskeln können gravierende Unterschiede in der EMG-Aktivität zwischen beiden Versuchsbedingungen beobachtet werden. Exemplarisch sollen die Unterschiede für den M. peroneus longus, der bei der Induzierung von Supinationsbewegungen eine große Rolle spielt, vorgestellt werden: dieser Muskel erreicht in der Versuchsbedingung „NOFALL“ im Gegensatz zum normalen Gang EMG-Aktivitätserhöhungen von bis zu 220 % für die Gesamtgruppe (n = 78), wobei bereits unmittelbar vor Bodenkontakt schon Aktivitätsunterschiede von 59 % beobachtet werden (Abb. 6).

Diese Auffälligkeit tritt bereits in abgeschwächter Form während der Eingangsuntersuchung (PRE) ein und ist damit zunächst als ein trainingsunabhängiges Phänomen zu betrachten. Allerdings hat sich in der Nachuntersu-

chung gezeigt, dass das Training auf dem Geländeparcour dazu beigetragen hat, die EMG-Voraktivität in der Bedingung „NOFALL“ konstant zu halten und nicht weiter zu steigern. Im Zusammenhang mit der Peronealaktivität verwiesen Lohrer und Mitarbeiter (1993) auf die große Bedeutung der antizipatorischen Aktivierung der gelenkstabilisierenden peronealen Muskelgruppen während der unbelasteten Phasen der Bewegung und vor allem kurz vor Bodenkontakt, um das Sprunggelenk aktiv zu sichern. Derartige deutliche Aktivitätsunterschiede von 50 ms vor bis 100 ms nach Bodenkontakt deuten darauf hin, dass der menschliche Körper in der Lage zu sein scheint, sich sehr gezielt auf bestimmte Situationen einstellen zu können und so in einer sehr kurzen Zeitspanne das Gelenk durch die umliegende Muskulatur maximal stabilisiert, um einer Supinationsbewegung, die in diesem Zeitraum einsetzen würde, entgegen zu wirken. Stabiles Positionieren einer Extremität könnte das Ziel von präventiven Trainingsprogrammen darstellen, um sich von mechanischen Störgrößen während des Bewegungsablaufes nicht beeinflussen zu lassen.]

Anschrift für die Verfasser:

Sandra Podzielný
Universität Essen
Fachbereich II – Sport- und
Bewegungswissenschaften
Henry-Dunant-Straße 65
45131 Essen
E-mail: sandra.podzielný@
uni-essen.de

Literatur

1. Ball, S. (1997). Propriozeptives Training mit Elektrostimulation. Krankengymnastik, 49(8), 1281-1296.
2. Freeman, M. A. R. (1965). Co-ordination exercises in the treatment of functional instability of the foot. Physiotherapy, 51, 393-395.
3. Grana, W. A. (1997). Akute Verletzungen des Sprunggelenks. In P.A.F.H. Renström (Ed.), Sportverletzungen und Überlastungsschäden – Prävention, Therapie, Rehabilitation (pp. 202-212). Deutscher Ärzte-Verlag Köln.
4. Irrgang, J. J., Whitney, S. L., & Cox, E. D. (1994). Balance and proprioceptive training for rehabilitation of the lower extremity. Journal of Sport Rehabilitation, 3, 68-83.
5. Knaepler, H., Pöhlmann, J., & Schnabel, M. (1989). Zur Epidemiologie von Sportverletzungen unter besonderer Berücksichtigung der Bandverletzungen am Sprunggelenk. Hefte zur Unfallheilkunde, 204, 1-8.
6. Komi, P. V. (1986). Training of muscle strength and power: Interaction of neuromotoric, hypertrophic, and mechanical factors. International Journal of Sports Medicine, 7, 10-15.
7. Lohrer, H., Scheuffelen, C., & Gollhofer, A. (1993). Wesentliche Aspekte zur Kapselbandverletzung am oberen Sprunggelenk. Leistungssport, 3, 5-8.
8. Martin, D. F. (1997). Akute Fußverletzungen und chronische Fußprobleme. In P.A.F.H. Renström (Ed.), Sportverletzungen und Überlastungsschäden – Prävention, Therapie, Rehabilitation (pp. 230-239). Deutscher Ärzte-Verlag Köln.
9. Moritani, T., & de Vries, H. (1979). Neural factors versus hypertrophy in the time course of muscle strength gain. American Journal of Physical Medicine, 58, 115-130.
10. Raschka, C., Gläser, H., & de Marées, H. (1995). Unfallhergangstypen im Volleyball und Vorschläge zu ihrer Prävention. Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin, 46(7/8), 366-371.
11. Scheuffelen, C., Gollhofer, A., & Lohrer, H. (1993). Knicktestgerät für Orthesen. Orthopädie-Schuhtechnik, 2, 14-17.
12. Scheuffelen, C., Gollhofer, A., & Lohrer, H. (1995). Co-ordination and/or strength training in prevention of acute ankle sprain in healthy subjects. International Society of Biomechanics - Congress, Jyväskylä, Finland.
13. Sommer, H. M. (1983). Disposition zur Sprunggelenksverletzung beim Basketballspiel. Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin, 8, 254-257.
14. Tropp, H., Askling, C., & Gillquist, J. (1985). Prevention of ankle sprains. American Journal of Sports Medicine, 13(4), 259-262.
15. Zwipp, H., Hoffmann, R., Thermann, H., & Tschern, H. (1989). 2-Jahresergebnisse zur primär funktionellen Behandlung der fibularen Bandruptur am OSG. Hefte zur Unfallheilkunde, 204, 67-72.

Sensomotorisches Training im Reflex Control

Verletzungsprophylaxe und Rehabilitation – dieses Ziel hat sich Orthotech mit dem Therapieschuh Reflex Control gesetzt. Er fördert die Gelenkstabilisierung durch eine besondere Sohlentechnologie.

Fünzig Prozent aller Sportverletzungen betreffen die untere Extremität, neben dem Knie ist das Sprunggelenk das am häufigsten verletzte Gelenk in Sport und Freizeit. Dabei sind es nicht nur äußere Faktoren wie die Beschaffenheit des Schuhwerks oder des Bodens, die die Verletzung bewirken. Auch endogene Faktoren wie statische Fehlstellung, muskuläre Dekompensation und neurologische Defizite spielen eine Rolle (Lohrer/Nauck 2007). Um Verletzungen vorzubeugen, lassen sich nicht nur äußere Stabilisierungsmaßnahmen – etwa durch Bandagen, Tapeverbände oder schützende Therapieschuhe – durchführen. Vielmehr können auch die körpereigenen Mechanismen zur Gelenkstabilisierung gezielt trainiert werden.

So hat man herausgefunden, dass durch ein sensomotorisches Training des neuromuskulären Systems eine Stabilisierung der Gelenke erreicht werden kann. Dazu gibt es verschiedene Trainingsmaßnahmen, die in der Regel beim Physiotherapeuten mit Trainingsgeräten, etwa verschiedenartigen instabilen Unterlagen, durchgeführt werden. Das Trainingsgerät in den Alltag zu integrieren und an den Fuß zu koppeln, war die Idee bei der Entwicklung des



Der in Längsrichtung angebrachte halbe Zylinder erzeugt eine seitliche Instabilität, die sensomotorische Reize auslöst.

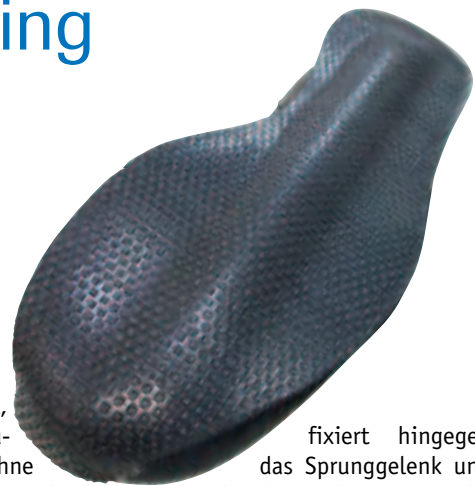
Therapieschuhs Reflex Control, den die Firma Orthotech aus Gauting anbietet. Der Vorteil: Ohne zeitlichen Extraaufwand können die Trainingszeiten ausgedehnt werden, indem der Schuh im Alltag getragen wird.

Dabei kommt der Reflex Control nicht nur zum Einsatz, wenn bereits Verletzungen vorliegen. Er eignet sich auch präventiv, um Verletzungen vorzubeugen und chronische Instabilitäten im oberen und unteren Sprunggelenk zu therapieren. Sportler können ihn gezielt zur Kräftigung der Muskulatur und Verbesserung der Reaktionsfähigkeit nutzen.

Gezielte Instabilität

Wie funktioniert das sensomotorische Training mit dem Reflex Control? Auch hier liegt das Geheimnis in der Sohle. So ist die Laufsohle mit einem längsorientiert angebrachten halben Zylinder mit einem Radius von etwa einem Zentimeter ausgestattet. Der Schuh wird auf diese Weise bezüglich seines Standverhaltens in der Frontalebene instabilisiert. Diese Instabilität übt einen sensomotorischen Reiz auf das Gelenksystem aus. Der Körper muss sich sensomotorisch immer wieder neu an die veränderte Lagesituation des Fußes anpassen und wird dadurch sowohl im Gehen als auch im Stehen geschult. Durch die Höhe der Rolle und die Breite der Sohle beschränkt sich die Varus/Valgusbewegung auf maximal 10°, eine Gefährdung des Trägers ist damit nicht gegeben.

Es gibt den Reflex Control in zwei Ausführungen. Das niedrigschaftige Modell endet auf Höhe des oberen Sprunggelenks, wodurch der sensomotorische Trainingsreiz auf die sprunggelenk- und fußstabilisierende Muskulatur gelenkt wird. Es ist nach Verletzungen und Operationen am Sprunggelenk und Fuß geeignet. Der hochschaftige Schuh



fixiert hingegen das Sprunggelenk und spricht die Muskulatur an, die das Kniegelenk umgreift. Er dient daher vor allem der Rehabilitation und Prävention von Kniegelenksverletzungen und Knieoperationen.

Nachgewiesene Wirkung

Orthotech entwickelte den Reflex Control in enger Zusammenarbeit mit Sportmedizinern, Physiotherapeuten und Orthopädieschuhtechnikern. Die Wirkung wurde durch wissenschaftliche Untersuchungen bestätigt. Heinz Lohrer und Tanja Nauck (Orthopädische Abteilung im Sportmedizinischen Institut Frankfurt a. M.) überprüften die Wirkung, indem sie einen Einbeinstand in jeweils drei Belastungsvarianten (Barfuß, Turnschuh, Reflex Control) untersuchten. EMG-Ableitungen zeigten, dass die Reflexbeiträge der sprunggelenkumgreifenden Muskulatur im Vergleich zum Barfußlauf und zum Normalschuh signifikant erhöht waren. Dadurch sehen Nauck und Lohrer die Aktivierung des neuromuskulären Systems durch den Reflex Control bestätigt. Die Autoren kommen zu dem Schluss, dass der Reflex Control als Trainingsgerät im Alltag andere sensomotorische Geräte ersetzen kann. ■ SW

Weitere Infos unter:
www.orthotech-gmbh.de



Orthopädie

Zeitschrift für Prävention und Rehabilitation

schuhtechnik



eDossier
www.ostechnik.de

Sensomotorik

Teil 6 Praktische Einlagenversorgung

Sensomotorik Versorgungsbeispiele

Podo-ätiologische Therapiesohlen

Lydia Aich

ORTHOPÄDIESCHUHTECHNIK 7/8/2012

Die Postoperative Versorgung mit afferenzstimulierenden Einlagen bei ICP und angeborenem Klumpfuß

Peter Bernius

OST-SONDERHEFT EINLAGEN 2004

Variables Einlagenkonzept für Haltung und Bewegung

Breuer-Kühnreich

ORTHOPÄDIESCHUHTECHNIK 4/2008

Die Behandlung von funktionellen Haltungsbeschwerden durch propriozeptive Therapiesohlen

Derks-Roskam, Derks

SONDERHEFT SENSOMOTORIK 2006

PPS-Orthese – Alternative für Spastiker

Uwe Dussa

ORTHOPÄDIESCHUHTECHNIK 1/2003

Fehlstellungen in Becken und Wirbelsäule: Neurologische Einlagen oder Ausgleich?

Franz Fischer

SONDERHEFT SENSOMOTORIK 2006

Haltungskorrektur durch kombinierte Einlagenelemente

Flory, Schäfer

SONDERHEFT SENSOMOTORIK 2006

Sensomotorik Versorgungsbeispiele

Afferenzverstärkende Einlagen zur Therapie
des funktionellen spastischen Spitzfußes

Hafkemeyer, Poppenborg, Müller-Gliemann

OST-SONDERHEFT EINLAGEN 2004

Sensomotorische Fußbettungen in der Kinderversorgung

Herberger, Woltring

ORTHOPÄDIESCHUHECHNIK 12/2004

Die Behandlung des habituellen Zehenspitzenenganges
mit sensomotorischen Fußbettungen

Herberger, Sprekelmeyer

ORTHOPÄDIESCHUHECHNIK 3/2012

Propriozeptive Einlagen für Spastiker

Lothar Jahrling

OST SONDERHEFT PROPRIOZEPTION 2000

Sensomotorische Einlagen für Kinder

Lothar Jahrling

ORTHOPÄDIESCHUHECHNIK 7/8/2001

Propriozeptiv oder „klassisch“?

Lothar Jahrling

ORTHOPÄDIESCHUHECHNIK 7/8/2001

Das sensomotorische Einlagenkonzept
nach Lothar Jahrling

Lothar Jahrling

ORTHOPÄDIESCHUHECHNIK 6/2003

Leistungssport und sensomotorische Einlagen

Lothar Jahrling

ORTHOPÄDIESCHUHECHNIK 7/8/2004

Sensomotorik Versorgungsbeispiele

Sensomotorische Einlagenversorgung:
Aktio gleich Reaktio

Jahrling, Rockenfeller

SONDERHEFT SENSOMOTORIK 2006

Der Gebrauch sensomotorischer Aktiveinlagen
in der modernen Fußchirurgie

Hubert Klauser

ORTHOPÄDIESCHUHTECHNIK 4/2007

Standards in der Haltungsmessung bei
sensomotorischer Versorgung

Ludwig, Fuhr

SONDERHEFT SENSOMOTORIK 2006

Physiotherapie und Einlagen

Waldeyer, Vosen, Runge

ORTHOPÄDIESCHUHTECHNIK 1/2003

Anwendung & Einsatz neuromuskulärer
Prozeptorsohlen

Martina Telljohann

SONDERHEFT SENSOMOTORIK 2006

Propriozeption durch physiodynamische
Einlagengestaltung

Willi Vosen

OST SONDERHEFT PROPRIOZEPTION 2000

Sensomotorische Fußbettungen im Sport

Stephan Woltring

ORTHOPÄDIESCHUHTECHNIK 10/2005

Inhalt Inhalt

Sensomotorik Versorgungsbeispiele

Traditionelle Konzepte überdenken
Einlagenversorgung von Fußballern

Woltring, Herberger

SONDERHEFT SENSOMOTORIK 2006

Podo-ätiologische Therapiesohlen

Lydia Aich: *Mit Hilfe von neurologischen Einlagen lässt sich direkt Einfluss auf die Körperstatik nehmen. Die Versorgung sollte allerdings nicht nur symptomatisch wirken, sondern die Ursachen der Schon- und Fehlhaltungen beseitigen.*

Durch meine Arbeit in der Osteopathie, der Manuellen Therapie und der Sportphysiotherapie bin ich ständig mit sehr komplexen Beschwerdebildern konfrontiert. Jede auch nur vorübergehende Schmerzsymptomatik im System wird zu Folge haben, dass sich die Bewegungskettenabläufe im Körper verändern. Unabhängig von der ursprünglichen Lokalisation des Schmerzes wird sich früher oder später auch die Körperbasis – der Fuß – anpassen. Gleichlaufend wird dadurch natürlich auch eine ursächliche Veränderung im Fuß zum Beispiel ein Supinationstrauma oder sei es nur eine schmerzhafteste Warze oder Blase, aufsteigend im System komplexe Anpassungsveränderungen mit sich bringen.

Diese Schonmuster manifestieren sich im Gehirn als neue unphysiologische Bewegungsmuster. Die Gesamtkörperstatik wird sich diesem neuen Muster angleichen und somit die komplette Körperhaltung verändern.

Der Fuß als Basis der Körperstatik

Der anatomische Aufbau des Fußes ermöglicht es dem Körper, sich ständig in den verschiedenen Ebenen auszurichten um einen guten Kontakt zum Boden herzustellen. Dazu ist es aber unabdingbar, dass sich diese Basis Fuß so flexibel wie möglich anpassen kann.

Nach Abschluss meines Osteopathie-examens 1984 in Belgien hatte ich die Möglichkeit die Technik der propriozeptiven Einlagenversorgung nach Dr. R.-J. Bourdiol zu erlernen. Als Neurologe legte er die Basis für die Wirkungsweise der Korkbars und ihre Interpretation aus neurologischer Sicht. Primär ist das Ziel dieser Technik nicht die sofortige Veränderung der Fußform, sondern die Optimierung des Körperschwerpunkts in der frontalen und transversalen Ebene.

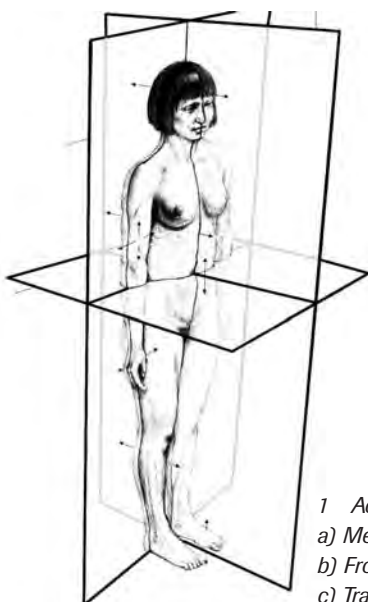
Durch die Möglichkeiten der heutigen Technik, Gelenksbewegungen aus Bewegungsabläufen dreidimensional darzustellen und somit auch zu bestimmen, ist es unabdingbar geworden, dieses Wissen der funktionellen Anatomie so komplex wie möglich in ein therapeutisches Handeln einzubeziehen. Also kein symptomatisches Versorgen, sondern ein ursächliches und ganzheitliches Arbeiten. Dazu ist natürlich ein fundamentales Wissen über funktionelle Bewegungsketten und ihre neurophysiologischen Steuerungen erforderlich.

In meine Technik und im Einsatz der propriozeptiven Elemente hat sich mit der Zeit dieses Wissen integriert und die Wirkung der Sohle ist primär auf die unphysiologischen Rotationen, die sich durch falsche Bewegungsmuster eingestellt haben, ausgerichtet. Somit hat sich aber auch die Platzierung der Korkbars in ihrer Kombination verändert. Dadurch ist eine sehr effektive Arbeitsweise aus der Grundtechnik nach Dr. Bourdiol und dem Wissen der dreidimensionalen Zusammenhänge der funktionellen Anatomie bezogen auf die Ganzkörperstatik entstanden.

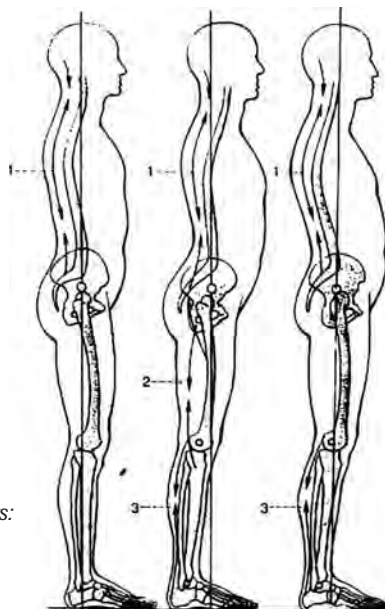
Ausgehend von einer ausführlichen Anamnese in Verbindung mit einem dynamischen Fußabdruck kann man somit sehr schnell ursächliche Störungen beheben. Für mich ist es ein zusätzliches Therapeutikum zur komplexen Versorgung des Patienten.

Fußsohle und Propriozeption

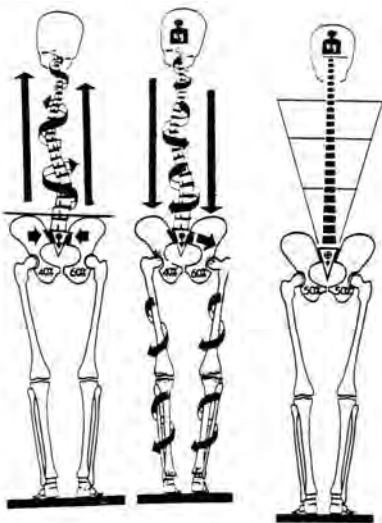
Die Stimulation der Fußsohle beinhaltet verschiedene Sensibilitätsmechanismen – Hautexterozeptoren und Propriozeptoren. Die Stimulation der Propriozeptoren der Fußsohle provoziert zahlreiche Reflexe. Es handelt sich dabei um monosynaptische Reflexe, die auf die Fußsohle selbst abzielen, als auch um polysynaptische Reflexe, die den ganzen Körper betreffen. Auf diese Weise sammelt jeder Körperabschnitt Informationen aus einem größeren afferenten (aufsteigendem) Gebiet und ergänzt den efferenten (absteigenden) Informationsfluss. Diese Stimulationspunkte sind nicht identisch mit denen der Fußreflexzonen! Die koordinative Steuerung erfolgt über das zentrale Nervensystem, eingeleitet durch das vestibuläre System. Hier werden Informationen aus den Propriozeptoren der Augen, der Ohren, den Kopfgelenken, den Kiefergelenken und den Propriozeptoren aus Muskeln und Gelenken gesammelt und koordiniert. Efferent (abstei-



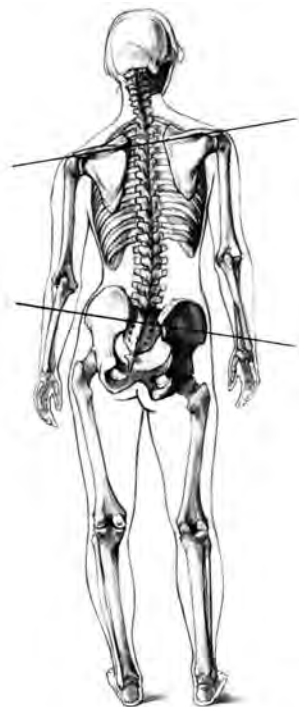
1 Achsen des Körpers:
a) Meridianebene
b) Frontalebene
c) Transversalebene



2 Verlagerung des Körperschwerpunkts a) Normalfuß b) Hypertoner Fuß c) Hypotoner Fuß.



3 Aufsteigende und absteigende rotatorische Kompensationen als „Kettenreaktion“ des Systems.



4 Die Auswirkungen einer funktionellen Beinlängendifferenz – ursächlich rein muskulär – auf die gesamte Körperstatik.

gend) erfolgt eine Optimierung der Statik an die jeweils aktuelle Situation.

Nach einer Tragezeit von 6-8 Wochen erfolgt eine Nachkontrolle. Dabei wird der aktuelle Status der bis dahin veränderten Gesamtkörperstatik ermittelt. Der zu verändernde Aufbau der Sohle wird er-

Fallbeispiel

Patient 45 Jahre Knicksenkfuß – ursächlich bedingt durch schlecht versorgte Innenmeniskus-Läsion rechts, im Alter von 42 Jahren

Zum Zeitpunkt der Akutphase kommt es zu einer Schonhaltung im Sinne eines Streckdefizits im rechten Kniegelenk. Die physiologische Schlussrotation wird nicht mehr vollzogen, die Hüfte steht in einer leichten Beugestellung und das Ilium kippt somit nach vorne. Im Laufe der Zeit wird sich im Gegenzug dazu das linke Kniegelenk in eine Hyperextension stellen und das Ilium in eine posteriore Anpassung bringen. Beide Beinachsen werden ihre physiologische Rotation somit verändern. Das Becken wird auf diese unterschiedliche Iliumstellung mit einer Anpassung des Sacrus reagieren und demzufolge mit einer Seitneigung und Gegenrotation in den aufsteigenden Wirbelsäulensegmenten. Rückenschmerzen und rezidivierende Blockierungen, Muskelverspannungen und schnelle Ermüdung sind die Folge. Die afferenten (aufsteigenden) Informationen der Rezeptoren zu den spinalen Zentren und zum zentralen Nervensystem werden sich durch die permanente Spannungsveränderung der verschiedenen Muskel- und Fascienstrukturen, sowie Bänder und Sehnen pathologisch verändern.

Mit der Zeit entwickelt sich auf diesem Wege eine funktionelle Beinlängendifferenz mit einer aufsteigenden Skoliose, die jedoch als strukturelle Anpassung zu sehen ist.

Auch die Fußform wird sich verändern. Ein Absinken des Längsgewölbes ist hier links und rechts unterschiedlich ausgeprägt und eine Anpassungsreaktion an die veränderte Statik.

Individuell versorgt, wird in einem solchen Fall keine Erhöhung im Sinne eines Beinlängenausgleichs erfolgen sondern es werden die physiologischen Rotationen wieder eingestellt, um die Hebelwirkungen der Muskulatur zu optimieren. Die Derotation des Beckens steht hier an erster Stelle, um die Wirbelsäule wieder aufzurichten, die Beinachsenstellung zu optimieren und die physiologischen Verriegelungsmechanismen der Gelenke wieder in Gang zu setzen. Dieser ganze Vorgang erfolgt ausschließlich über den propriozeptiven Weg.

Bei der Untersuchung auf dem Podoskop werden die Platzierung und die Höhe der zu verwendenden Korkelemente ermittelt. Dieser Arbeitsgang wird ständig durch Palpation bestimmter Referenzpunkte der Körperstatik gegenkontrolliert um eine optimale Funktion der Summe der Teile zu gewährleisten.

neut durch das Vermessen auf dem Podoskop bestimmt und die Sohle dementsprechend verändert. In den meisten Fällen ist damit die Problematik einer physiologischen Norm angeglichen. Durch ein regelmäßiges Tragen der Sohle wird sich über die spinalen Zentren und das ZNS dieses optimierte Bewegungsmuster automatisieren.

Primär ist jedoch immer das Ziel die veränderten Bewegungsmuster beziehungsweise Rotationen zu normalisieren um dem Körper die Möglichkeit zu geben seine Basis – den Fuß – wieder in seiner dreidimensionalen Form und Struktur funktionieren zu lassen.

Aufgrund der bundesweit stark zunehmenden Nachfrage hat sich ein Ausbildungskonzept entwickelt, das in fünf Wochenenden das Wissen dieser dreidimensionalen Technik sehr intensiv und praxisbezogen vermittelt. Aufbauend auf

einen Grundkurs in funktioneller Anatomie werden in weiteren vier aufeinanderfolgenden Ausbildungsmodulen die Umsetzung der funktionell-dreidimensionalen Befundung erarbeitet. Eine Vorbildung in der Arbeitsweise nach Dr. Bourdiol ist hierzu von Vorteil. Die Herstellung der Sohle an sich nimmt nur einen kleinen Teil der Ausbildungszeit in Anspruch.]

Anschrift der Verfasserin:

Lydia Aich
Chamer Str. 265
93057 Regensburg
Email: SFIPA@t-online.de

Die Postoperative Versorgung mit afferenzstimulierenden Einlagen bei ICP und angeborenem Klumpfuß

Peter Bernius: *Durch eine operative Behandlung bei ICP sollen Muskelkontrakturen und knöcherne Deformierungen korrigiert werden. Der Einsatz afferenzstabilisierender Einlagen nach der Operation zeigt meist einen deutlichen positiven Effekt auf die Tonusverhältnisse der Muskulatur und trägt so wesentlich zum Erhalt und zur Stabilisierung der Korrektur bei. Die Erfahrungen mit den Einlagen haben auch dazu geführt, dass eine knöcherne Korrektur des spastischen Spitz-Knick-Fußes im Rahmen des Ersteingriffes nur noch selten durchgeführt wird.*

Die postoperative Versorgung von Kindern mit ICP befindet sich in einem stetigen Wandel. Waren vor Jahren lange Zeiten der Immobilisation die Regel, so gibt es heutzutage immer mehr Zentren, die auf eine frühfunktionelle Nachbehandlung setzen. Dies trägt dem Prinzip Rechnung, dass bei Kindern mit infantiler Cerebralparese primär nicht die Statik, sondern im wesentlichen die Funktion gestört ist und verbessert werden soll. Erst sekundär entwickeln sich durch die fehlende Funktion Probleme in der Statik.

Im Zentrum für Kinderorthopädie im Orthozentrum München versuchen wir dieses Prinzip der Funktionsverbesserung durch frühfunktionelle Nachbehandlung in der postoperativen Phase konsequent in allen Bereichen umzusetzen. Wichtig ist für uns deshalb, schon bei der Operationsplanung Verfahren zu wählen, die eine sofortige oder frühe Belastung erlauben.

Für die Behandlung von Fuß- und Beinproblemen vermeiden wir deshalb möglichst eine Ruhigstellung im zirkulären Gips oder in einer starren Orthese. Dies ist bei fortgeschrittenen sekundären Deformierungen des Fußskeletts aber leider manchmal nicht möglich.

Primäres Problem bei der Cerebralparese ist die gestörte zentrale Steuerung der Muskulatur mit einer hieraus folgenden muskulären Schwäche. Besonders zwei- und mehrgelenkige Muskeln zeigen im weiteren eine spastische Tonuserhöhung, die neben der muskulären Schwäche auf die Funktion Einfluss nimmt. So entwickeln sich während des Wachstums immer ausgeprägte Muskelungleichgewichte, die die Entwicklung von sekundären Muskelkontrakturen begünstigen. Tertiär können darüber hinaus Deformierungen des Fußskeletts entstehen. Durch eine operative Behandlung sollen die

sekundären Muskelkontrakturen und eventuell die hierdurch bedingten tertiären knöchernen Deformierungen korrigiert werden.

Verkürzungen der Weichteile bestehen immer bei ICP im Bereich des Muskelbauches und nicht im Sehnenverlauf. Sie werden am besten durch eine intramuskuläre Verlängerung korrigiert. Durch den gestörten Muskelzug verändert sich die Knochenform im Skelettwachstum. Solche Veränderungen sollten durch entsprechende Umstellungsosteotomien normalisiert werden (Evans, Lambrinudi, Chevron, Akin). Alle vorhandenen Deformierungen sollten im Interesse der Kinder auf einmal operiert werden (Multi-Level-Eingriffe).

Anschließend muss aber unbedingt versucht werden, die primär gestörte Steuerung zu beeinflussen, sonst wird das erreichte OP-Ergebnis nur von kurzer Dauer sein.

Afferenzstimulierung erhält und stabilisiert Korrektur

Die zentrale Steuerung der Muskulatur ist keine unveränderbare Größe, sondern unterliegt einer ständigen Beeinflussung. Die Propriozeption spielt dabei als ein beeinflussbarer Faktor mit. Seit Jahren wird dies unterschiedlich erfolgreich mit speziellen Fußbettungen in Einlagen und Orthesen durchge-





führt. Zeigen Kinder mit ICP bei Steh- und Laufbeginn eine rein tonische Spitzfußhaltung unter Belastung, so kann dies mit entsprechenden Einlagen in der Regel völlig korrigiert werden. Sind die später sich entwickelnden Kontrakturen durch Operation beseitigt, haben wir wieder die Situation erreicht, dass passiv freie Beweglichkeit besteht. Dann ist auch wieder der Einsatz der Einlagen sinnvoll. Postoperativ ist die fußstabilisierende Muskulatur meist sehr geschwächt, so dass nur durch eine kräftige Stimulation die Muskulatur ausreichend wirken kann.

Bei Kindern mit ICP vom Typ einer Tetraparese überwiegt die Zahl der Knickfüße, bei Hemiparesen dagegen die Klumpfußfehlhaltung. Bei überwiegender Schwäche des M. tibialis posterior ist eine Aktivierung über eine kräftige Sustentaculumstütze mit Druck auf das Retinaculum flexorum notwendig. Bei fehlender Fußaußenrandhebung benötigen die Füße eine Stimulation der peronealen Muskulatur durch einen Pronationskeil mit Druck auf die Peronealsehnenscheide.

In der postoperativen Phase führen wir bei reinen Weichteil-Operationen eine Ruhigstellung im zirkulären Softcastverband für 5 Tage durch. Direkt hiernach wäre eine Einlagenfertigung wünschenswert. Aufgrund der heute schwierigen Finanzlage der gesetzlichen Krankenkassen gestaltet sich die Genehmigung jedoch sehr schwierig. Es vergehen mindestens vier, häufig auch mehr Wochen bis zum Erhalt der Kostenübernahmezusage. In dieser Zeit tragen unsere Patienten semi-rigide abnehmbare Unterschenkel-schienen bei deutlicher Muskelschwäche und Instabilität der Fußwurzelgelenke oder knöchelübergreifende Therapieschuhe bei geringer Instabilität.

Indikation für Einlagen wurde erweitert

In der Vergangenheit ohne afferenzstimulierende Einlagen haben wir häufig gesehen, dass die präoperative Muskelimbalance sich mit dem nächsten Wachstumsschub wieder einstellt. Zu Beginn des Einsatzes von afferenzstimulierenden Einlagen nutzten wir sie besonders beim ausschließlichen tonischen Spitzfuß und beim leichten Knickfuß. Bei schweren Instabilitäten stabilisierten wir mit Sprunggelenksorthesen.

Durch die unerwartet guten Erfahrungen sind wir aber dazu übergegangen auch schwerere Instabilitäten mit Einlagen zu versorgen. Dabei ist es erforderlich die Pelotten entsprechend dem Grad der Muskelschwäche zu erhöhen. Auch bei extremen Pelotten bis über 3 cm Höhe sahen wir dabei keine Druckprobleme, solange die Positionierung richtig gewählt war.

Doch gilt im gleichen Maß wie bei der Orthesenversorgung: „Die mögliche Korrektur durch das Hilfsmittel ist niemals größer als die manuelle Korrigierbarkeit durch den untersuchenden Arzt.“ Dieser Grundsatz wird leider immer wieder missachtet. Die operative Behandlung muss deshalb unbedingt physiologische Beweglichkeit in den Gelenken erreichen.

Bei Kindern mit ICP sollte dabei immer die Gesamtbewegung der Beine beachtet werden. Operationen die nur die Füße korrigieren, Kontrakturen an Knie und Hüften und Achsfehler der Beine aber belassen, werden niemals zu einem Erfolg führen.

Seit Ende 2002 haben wir im Zentrum für Kinderorthopädie im Orthozentrum München über 300 Kinder mit ICP meist in Form von Multi-Level-Operationen behandelt und postoperativ mit afferenzstimulierenden Einlagen versorgt. Die Auslieferung erfolgte meist zwischen der sechsten und achten Woche postoperativ. Die Akzeptanz der Einlagen von Seiten der Kinder war sehr gut. Weniger als 5 Prozent klagten über die erste Woche hinaus über Druckprobleme. In diesen Fällen musste in der Regel die Sustentakulumstütze erhöht werden. Nur in wenigen Fällen musste eine zu weit vorne unter dem Taluskopf sitzende Pelotte nach hinten unter das Sustentakulum rückversetzt werden.

Knöcherne Korrekturen seltener nötig

In der Langzeitkontrolle von inzwischen etwa 200 Kindern über ein halbes Jahr nach Operation zeigte sich eine bessere muskuläre Stabilisierung in über 50 Prozent auch im Barfußstand.

Durch diese sehr positiven Erfahrungen haben wir unser Behandlungskonzept geändert und führen eine knöcherne Korrektur des spastischen Spitz-Knick-Fußes im Rahmen des Ersteingriffes nur noch selten durch.

Heute korrigieren wir primär die Wadenmuskelverkürzung im Rahmen eines meist Multi-Level-Weichteil-OP-Programms und versorgen den Knickfuß mit einer supinierenden Einlage. Nur wenn sich der Rückfuß hierunter nicht innerhalb eines Jahres stabilisiert und aktiv aufrichtet, überdenken wir die Indikation zur Calcaneusverlängerung nach Evans erneut.

Afferenzstimulierende Einlagen auch nach Klumpfußoperation

Auch die Behandlung des kongenitalen Klumpfuß hat in den letzten Jahren einen erheblichen Wandel erfahren zu mehr Funktion und Bewegung. Dies begann mit einer Änderung der präoperativen Redressionsbehandlung in Richtung Dimeglio-Methode. Auch die postoperative Gipsruhigstellung wurde verkürzt und teilweise verlassen. Die operative Behandlung des angebore-

nen Klumpfußes umfasst unabhängig vom Ausmaß der Deformierung eine Lösung des oberen und unteren Sprunggelenks von dorsal, dorsomedial und peritalar im Rahmen der Primäroperation. Bei Rezidiveingriffen werden bereits eingetretene Sekundärdeformierungen der Knochen gegebenenfalls mitkorrigiert (Kuboidkeilentnahme, aufklappende Cuneiforme-Osteotomie, Dwyerosteotomie).

In der Einlagen- und Orthesenversorgung versuchen wir ebenfalls konsequent mehr „richtige Bewegung“ zuzulassen, indem wir seit Ende 2002 starre, Bewegung behindernde 3-Punkt-Einlagen zu Gunsten afferenzstimulierender Einlagen ausgetauscht haben, entsprechend dem orthopädischen Grundprinzip „Form follows Function“. Durch eine Einschränkung der Abrollfunktion müssen wir demnach unser eigenes Rezidiv provozieren. Nach anfänglicher Skepsis sind wir inzwischen von diesem Prinzip selbst überzeugt.

Seit Ende 2002 haben wir 15 Kinder nach primärer und 25 Kinder nach sekundärer Klumpfuß-OP mit afferenzstimulierenden Einlagen versorgt. Im Gegensatz zu herkömmlichen 3-Backen-Einlagen hat sich hierunter die passive Beweglichkeit im Verlauf über mindestens 6 Monate signifikant gebessert und das klinische Abrollbild nach subjektiver Beurteilung durch die Eltern

und betreuenden Therapeuten verbessert.

Zusammenfassung

Der Einsatz afferenzstabilisierender Einlagen zeigt bei Kindern mit ICP meist einen deutlichen positiven Effekt auf die Tonusverhältnisse der Muskulatur, solange keine wesentlichen sekundären und tertiären Deformitäten vorliegen. Ihre Akzeptanz bei den Kindern ist fast immer besser als die starrer Orthesen.

Nach operativer Behandlung von Sekundär- und Tertiärveränderungen wurden bisher meist starre Orthesen eingesetzt. Unsere Erfahrungen mit afferenzstabilisierenden Einlagen geben Anlass zu der Vermutung, dass eine dynamische, muskelaktivierende Versorgung mindestens gleichwertig, wenn nicht sogar überlegen ist. Durch randomisierte Studien sollte dies in Zukunft hinterfragt werden.]

● ● Anschrift des Verfassers:

Dr. Peter Bernius
Chefarzt
Zentrum für Kinderorthopädie
Orthozentrum München
Harlachinger Str. 51
81547 München

Annette Breuer-Kühnreich:

Variables Einlagenkonzept für Haltung und Bewegung

Zusammenfassung:

Das IGLI interaktiv Versorgungskonzept integriert konservative und sensomotorische Wirkungsmechanismen in der Einlagenversorgung. Eine Analysesoftware unterstützt den Handwerker bei der Auswahl der richtigen Versorgung.

Kernstücke der Einlagenversorgung sind eine anatomisch geformte Carbonspange, die im Hinblick auf das Torsionsverhalten des Fußes gezielt geschwächt ist, sowie gezielt gesetzte „Postings“ unter der Einlagenschale, die eine variable Ausrichtung der Einlage ermöglichen.

Die „Postings“ können je nach Versorgungssituation oder entsprechend dem Therapieverlauf ausgetauscht und verändert werden. Dadurch kann der Handwerker direkt und flexibel die Einlage auf die Bedürfnisse seines Kunden anpassen.

Das IGLI-Konzept entstand, als sich ein Expertenteam zusammenschloss, um ein neuartiges Einlagensystem zu entwickeln. „Wir wollten ein dynamisches Hilfsmittel, das Sensomotorik und konservative Wirkungsmechanismen in einem Konzept integriert“, erklärt Peter Kühnreich, Geschäftsführer der IGLI GmbH, rückblickend. Der Entwickler weiter: „Das Einlagensystem sollte bei hoher Flexibilität den Fuß gezielt stimulieren und korrigieren und nicht in der natürlichen Dynamik einschränken.“

So entstand eine interaktive Versorgung die sich durch die praxisorientierte und branchenspezifische Konzeption auszeichnet. Der Fuß wird mit Hilfe einer dynamischen Carbonspange, die im Hinblick auf das natürliche Torsionsverhalten des Fußes gezielt geschwächt ist, formschlüssig gebettet. Auf Basis dieser Adaption werden gezielt sensomotorische und konservative Inputs in den Fuß gegeben. Dies geschieht mit Hilfe von variabel auf der Unterseite anzubringenden „Postings“. Die Postings ermöglichen die variable Einstellung der Einlage zur sensomotorischen Ausrichtung von Fuß und Körper. Mit Hilfe unterschiedlicher Postings kann das dynamische System „Fuß – Einlage – Schuh“ optimiert werden. Sie nehmen auf Beschwerden und Fehlstellungen der oberen sowie unteren Extremitäten korrigierend Einfluss.

Anpassung am Kunden

Die Möglichkeit, die leicht veränderbaren Postings zu variieren, führt zu Vorteilen im Versorgungsalltag der orthopädie-technischen Betriebe. Während herkömmliche orthopädische Einlagen überwiegend in der Werkstatt gefertigt wurden, erarbeiten die Techniker den größten Teil der Versorgung am Patienten. Dabei werden sie durch die „IGLI“-Analysesoftware unterstützt. Das Programm fragt neben den Patientendaten auch die Diagnose des

Arztes ab und führt den Handwerker durch ein Menü, in dem anatomische Aspekte, die Fußform sowie die Art und die Lokalisation der Beschwerden des Kunden ermittelt werden. Die Software ermittelt aus diesen Daten einen Einstellungsvorschlag, spricht einen Vorschlag für einen Einlagentyp mit den entsprechenden Postings. Die Software unterstützt den Handwerker auch bei der Argumentation gegenüber dem Kunden. Das führt dazu, dass das Knowhow des Technikers vom Kunden besser wahrgenommen und die Patientencompliance und Preisbereitschaft gestärkt wird.

Das unmittelbare Feedback des Kunden auf die Versorgung kann in der Versorgungssituation durch Variation der Postingposition oder -höhe berücksichtigt werden, um ein optimales Therapieergebnis zu gewährleisten. Die Austauschbarkeit der Postings bietet zudem die Möglichkeit, dass man Patienten mit pathologischen Befunden langsam an die Intervention der Einlage heranführen kann. Dies fördert die Akzeptanz des Hilfsmittels.

Die Wirkung der Einlage auf die Körperhaltung kann auch mit den auf dem Markt erhältlichen Systemen zur Rückenvermessung kontrolliert und ge-

Anschrift der Verfasserin:

OMM Annette Breuer-Kühnreich
Petersbergstraße 7
53840 Troisdorf



1 „IGLI“-Interaktiv: Die speziell geformte Carbonschale wird durch „Postings“ ergänzt, welche die Bewegung und die Haltung gezielt beeinflussen sollen.

genüber den Kunden dokumentiert werden.

Im Ergebnis soll der Körper in Interaktion mit dem Einlagensystem treten. Dadurch sollen sich Körperstatik und Körperdynamik verändern. Die Erfahrung zeigt, dass dieses Prinzip bei den gängigsten pathologischen Befunden Wirkung zeigt.

Einlagen auf unterschiedliche Anforderungen abgestimmt

Die „IGLI“-Hilfsmittelfamilie besteht aus speziell entwickelten Versionen für Patienten mit Beschwerden in Fuß, Knie, Hüfte und Rücken. Die Versor-

gung von wachstumsbedingten Fehlstellungen und Gangauffälligkeiten bei Kindern kann durch die Umpositionierung der Postingelemente immer wieder dem Therapieverlauf angepasst werden. Dem wachsenden Seniorenmarkt wird durch in das Hilfsmittel eingelassene Silikoninterponate zur Auftrittsdämpfung Rechnung getragen. Die sportspezifischen Ausführungen orientieren sich an dem jeweiligen Belastungsprofil der



2 Beratungssoftware unterstützt das Patientengespräch und die Auswahl der passenden Einlagen.



3 Die „Posting“-Elemente unter der Carbon-Schale können einfach ausgetauscht werden. So kann die Einlage am Patienten optimiert werden. Mit einer Vermessung des Rückens kann die Wirkung objektiviert und dokumentiert werden.

Markt und die Erschließung wirtschaftlich interessanter Zielgruppen.

Reiner Rückl ist Geschäftsführer der Orthopoint GdbR in Erlangen, die unter anderem eine Bundesliga-Mannschaft versorgt. „Das IGLI-Versorgungskonzept ermöglicht uns eine Spitzenversorgung für Leistungssportler. Inzwischen haben wir uns damit regional einen Namen gemacht,“ berichtet Rückl. Für Orthopoint bedeutet das IGLI-Konzept die sinnvolle Ergänzung des Sortiments im Premiummarkt. „Das Konzept funktioniert. Es ist wirtschaftlich, umsetzbar und ein wertvolles Marketinginstrument für unsere Filialen,“ fasst Rückl seine Erfahrungen mit der „IGLI“ zusammen. „Schon nach kurzer Einführung des IGLI-Konzeptes hat sich das System bei uns etabliert. Uns hat vor allem der Gebietsschutz, die Anpassungssoftware und die hohe Qualität des Hilfsmittels geholfen Marktanteile dazuzugewinnen,“ so der Geschäftsführer der Firma Orthopoint. ■

Sportart. Alle unterschiedlichen Varianten basieren auf den Grundüberlegungen eines dynamischen Hilfsmittels, das konservative und sensomotorische Wirkungsmechanismen in einer Versorgung zusammenführt.

Die Rahmenbedingungen im Gesundheitswesen verändern sich. Wie im gesamten Gesundheitsmarkt lässt sich auch im Bereich der orthopädischen Einlagen feststellen, dass sich die Krankenkassen zunehmend aus der

Finanzierung der Versorgung zurückziehen. Neue Mitbewerber treten auf den Markt und versuchen ein Stück des Kuchens abzubekommen. Die Kunden sind gefordert sich an der Finanzierung des Hilfsmittels zu beteiligen und werden entsprechend anspruchsvoller.

„IGLI“ will deshalb orthopädiestechnischen Betrieben nicht nur eine hochwertige Einlagen-Versorgung ermöglichen, sondern auch ein Konzept für eine umsetzbare Positionierung am

Gerritje Derks-Roskam, Karel Derks:

Die Behandlung von funktionellen Haltungsbeschwerden durch propriozeptive Therapiesohlen

Zusammenfassung:

Die meisten Haltungsbeschwerden sind funktionell und beruhen auf Fehlhaltungen und/oder Fehlbelastungen des Rückens. Dabei besteht eine muskuläre Dysbalance und/oder Hypertoni des M. erector spinae, sowie eine Dezentrierung des Körperschwerpunkts.

Eine mögliche Therapie dieser Beschwerden stellt die Behandlung mit propriozeptiven Therapiesohlen dar. Die Methode geht zurück auf den französischen Neurologen René-Jaques Bourdiol, der die theoretischen Grundlagen zu dieser Versorgung legte und sie über viele Jahre auch praktisch lehrte.

Das Ziel der Behandlung ist es, über die Bewegungsketten die Spannung des M. erector spinae zu harmonisieren und den Körperschwerpunkt zu zentrieren, sodass funktionelle Haltungsbeschwerden wie Nackenschmerzen, Kreuzschmerzen, laterale Hüftschmerzen, Leisten- und Knieschmerzen und Ähnliches abnehmen oder ganz verschwinden.

In diesem Beitrag werden die Untersuchungsmethode sowie die häufigsten Haltungsbeschwerden und ihre Therapie vorgestellt.

Viele Menschen werden im Laufe ihres Lebens durch Rückenschmerzen geplagt. Bei etwa 10 Prozent der Menschen mit Rückenbeschwerden lässt sich ärztlich eine Abweichung wie ein Befall der Bandscheibe, Arthrose, eine Wirbelerkrankung und Ähnliches als Grundlage erkennen. Bei den meisten Menschen (etwa 90 Prozent der Menschen mit Rückenbeschwerden) findet sich bei der Untersuchung jedoch keine Ursache und es ist die Rede von „funktionellen oder aspezifischen“ Rückenbeschwerden.

Für diese funktionellen Haltungsbeschwerden werden unterschiedliche Behandlungen eingesetzt. In diesem Artikel wird die Wirkung einer Behandlung beschrieben, die am Fundament des Körpers – also an den Füßen – mit propriozeptiven Therapiesohlen ansetzt.

Die Körperhaltung während des Stehens

Das Kleinhirn spielt eine wichtige Rolle bei der autonomen Regulierung der Körperhaltung. Über propriozeptive Rezeptoren in den Muskelspindeln, den Gelenken und den Sehnenspindeln (Golgi-Organen) empfängt es detaillierte Informationen über Muskellänge, die Gelenkposition und Muskelspannung. Exterozeptive Rezeptoren versorgen

es mit Informationen über Berührung und Druck in bestimmten Hautarealen.

Aus wissenschaftlichen Untersuchungen von Basmajian (1) zeigt sich, dass sich bei der aufrechten Körperhaltung während des Stehens kaum Muskelaktivität nachweisen lässt. Die autotochthonen Rückenmuskeln und folgende Ligamente sind dafür zuständig: im Fuss das Lig. calcaneo-naviculare plantare und das Lig. plantare longum; im Knie die hinteren poplitealen Ligamente; in der Hüfte das Lig. ilio-femorale; in der Wirbelsäule das Lig. longitudinalis anterior.

Während der Einatmung verlagert sich der Körperschwerpunkt nach vorn. Die exterozeptiven Neurone in der Haut der Vorfußsohle induzieren eine Muskelanspannung der Zehenflexoren. Über die Bewegungsketten erzeugen sie eine Anspannung des M. gluteus maximus. Einem Fall des Körpers nach vorn wird vorgebeugt.

Während der Ausatmung findet eine Rückwärtsverlagerung des Körperschwerpunkts statt.

Die exterozeptiven Neurone der plantaren Fersenhaut geben Impulse ab, wodurch sich die Zehenextensoren anspannen. Über die Bewegungsketten wird die Anspannung des M. tensor fasciae latae erzeugt, um zu verhindern, dass der Körper nach hinten fällt.

Nach Bourdiol (2, 3) wird bei der Balance die mediale Längswölbung des Fußes durch den M. abductor hallucis, den Pars obliquus des M. adductor hallucis sowie den M. flexor hallucis brevis erhalten. Die laterale Längswölbung wird erhalten durch den Mm. abductor digiti minimi und flexor digiti minimi brevis. Wenn sich das Gleichgewicht durch die kurzen Fußmuskeln ungenügend wieder instand setzt, kommen die langen Fußmuskeln zu Hilfe: medial die Mm. flexor hallucis longus, tibialis anterior, peroneus longus und tibialis posterior, lateral der M. flexor digitorum longus.

Die Körperhaltung während des Gehens

Die Bewegung des Beines lässt sich in vier Phasen aufgliedern, nämlich den Fersenauftritt, den vollen Sohlenkontakt, das Zehenabheben und die Schwungphase.

Während der Schwungphase senkt sich das Becken, wobei sich die Schulter hebt. Während des vollen Sohlenkontaktes geschieht das Umgekehrte.

Das Gehen ist eine Art Skoliose: die Beckenrotation ist der Schulterrotation entgegengesetzt: wenn das eine Bein nach hinten schwenkt, schwingt der Arm an der gleichen Seite nach vorn und umgekehrt. Die Richtung der Beckenrotation ist die Gleiche wie die

Anschrift der Verfasser:

Gerritje Derks-Roskam
Karel Derks
Derks Zentrum für Podologie
Smeerportenbrink 48
3841 EM Harderwijk
Niederlande

Schulterrotation an der Gegenseite: zum Beispiel schwingen der linke Arm und das rechte Bein gleichzeitig nach vorn.

Die Idealthaltung

Die Schnittlinie der mittleren Sagittal- und Frontalebene des Körpers bildet die Körperschwerkraftlinie. Peterson Kendall (4) und Bourdiol (2, 3) beschreiben, dass diese Körperachse bei Beurteilung der Idealthaltung von der Seite gesehen durch folgende Punkte zieht: durch den äußeren Gehörgang, durch die Mitte des Schultergelenks, durch die Lendenwirbelkörper, durch den Trochanter major femoris, leicht vor der Mittellinie durch das Kniegelenk, und leicht vor dem Außenknöchel.

Die Projektion der Körperschwerkraftlinie bildet den bei der Idealthaltung zentral gelegenen Körperschwerpunkt. Es besteht ein Gleichgewicht im Körper, wobei nur eine minimale Muskelanspannung zum aufrechten Stehen erforderlich ist.

Die Plattfußhaltung

Bourdiol (2, 3) beschreibt die Behandlung von Haltungsbeschwerden über propriozeptive Therapiesohlen. Er unterscheidet eine Haltung, die infolge einer Hypotonie entsteht. Dabei sieht er den Calcaneus valgus als mechanischen Faktor, die Hypotonie der Haltungsmuskeln als zusätzlichen Faktor, und die Überlastung der somatomotorischen Muskeln als Folge der Schwäche der Haltungsmuskeln. Er beschreibt diese hypotone Haltung als Plattfußhaltung:

Durch die allgemeine Hypotonie erschlaffen die Muskeln der medialen und lateralen Längswölbung. Es entsteht ein Überdruck auf der medialen Längswölbung

mit einem Calcaneus valgus. Der Talus verdreht sich zwangsläufig mit dem Calcaneus mit nach innen und zieht eine Innenrotation des Unterschenkels mit sich. Durch die Innenrotation und die Hypotonie entsteht ein überstrecktes Knie mit O-Beinstellung.

Der Femur schließt sich der Innenrotation des Unterschenkels an, wobei eine Vorwärtskipfung des Beckens entsteht. Die Lendenlordose, Brustkyphose und Halslordose prägen sich stärker aus. Der Rücken wird rund mit einer Rücklage der Kyphose, die Schultern hängen ab, der Kopf geht nach vorn. Diese Haltung mit Rücklage der thorakalen Kyphose nennt Bourdiol Scapulum posterior.

Bei der Plattfußhaltung entstehen Schmerzen bei Belastung, die sich durch Ruhe lindern lassen. Typisch sind Knöchelschmerzen (infolge der Innenrotation des Knöchels), Knieschmerzen (Gonarthrose durch die Innenrotation im Kniegelenk), muskuläre Kreuzschmerzen durch Vorwärtskipfung des Beckens, Schmerzen zwischen den Schulterblättern und Nackenschmerzen durch den Rundrücken und die Fehlhaltung des Nackens.

Die Hohlfußhaltung

Bourdiol (2, 3) unterscheidet ferner eine Haltung infolge einer allgemeinen Hypertonie, durch ihn die Hohlfußhaltung genannt:

Der Fuß ist durch die hohe Spannung der Fußmuskeln angespannt, was einhergeht mit einer Kontraktur der Fußsohle und einer Vertikalstellung des Calcaneus. Es entsteht eine Außenrotation des Unterschenkels und der Knie- scheibe, sowie ein gebeugtes Knie mit X-Beinstellung. Die Hypertonie erzeugt eine Außenrotation des Oberschenkels, wobei das

Becken nach hinten gekippt ist. Die Lenden- und Halslordose, sowie die Brustkyphose sind geprägt durch die Hypertonie.

Bei der Hohlfußhaltung stehen Schmerzen infolge des Zugs der hypertonen Muskeln an den Sehnenansätzen im Vordergrund. Sie sind gekennzeichnet durch Abnahme der Schmerzen bei Bewegung und Zunahme in Ruhehaltung. Sie sind diffus und gehen einher mit Startschmerzen. Durch die femorale Außenrotation finden sich Hüftschmerzen und Coxarthrose. Die hypertone Halslordose erzeugt zervikale Kopfschmerzen.

Die Skoliosehaltung

Die Skoliosehaltung weist eine C- oder S-förmige Verkrümmung der Wirbelsäule während des Stehens auf. Es zeigt sich eine Asymmetrie der Taillendreiecke, eine Becken- und/oder Schulterrotation mit Kopfschrägstellung und Ähnliches. Beim Bücktest besteht jedoch eine gerade Linie der Dornfortsätze. Mit Hilfe oberflächlicher Elektromyographie lässt sich eine Dysbalance des M. erector spinae nachweisen. Der Körperschwerpunkt liegt dezentral.

Beinlängenunterschiede

In der Praxis wird bei vielen Menschen ein Längenunterschied der Beine festgestellt. Beinlängenunterschiede finden ihren Ursprung in rechts-links Unterschieden des Fuß-, Knie- und/oder Hüftstandes, eine rechts-links unterschiedliche Vorwärts- oder Rückwärtskipfung des Beckens, in einer muskulären Dysbalance, in einem anatomischen Längenunterschied und in einer Beckenrotation durch eine Skoliose oder Skoliosehaltung.

Eine Senkung der medialen Längswölbung durch eine Pronation des Fußes macht das Bein zum Beispiel kürzer. Bei einer einseitigen Hypertonie des M. quadratus lumborum wird der in Beziehung stehende hintere Beckenkamm nach oben gezogen.

Ursachen von funktionellen Haltungsbeschwerden

Anlagebedingt bestehen leichte Haltungsasymmetrien. Geringe links-rechts Unterschiede in Fuß-, Knie- und Hüftstand und so weiter liegen hierbei zu Grunde. Auch die Augen und die Okklusion der Backenzähne können die Haltung beeinflussen.

Bei etwa 70 Prozent der 14-Jährigen (5) lässt sich bereits eine Fehlhaltung feststellen, wie eine Skoliosehaltung, Hohlkreuz, Rücklage der Kyphose oder des Kreuzbeines ohne strukturelle Formabweichungen. Wohl zeigen sich eine muskuläre Dysbalance und/oder Hypertonie, Muskelschwäche und Muskelverkürzungen von für die Haltung relevanten Muskeln.

Die wichtigsten Ursachen von Haltungsbeschwerden sind eine Fehlhaltung als (unbewusste) Gewohnheit, zum Beispiel eine Skoliosehaltung beim Sitzen/Stehten, und eine Fehlbelastung des Rückens, wie etwa durch das Tragen einer Schultasche an einer Schulter, mit gebeugtem Rücken eine Last aufheben et cetera.

Untersuchung der Körperhaltung

Es findet eine Untersuchung der Körperhaltung während des Stehens und des Bücktests statt (6). Die Position des Beckens wird dreidimensional beurteilt (links-rechts Höhenunterschied des Beckenkamms, links-

rechts Unterschiede des nach Vorn/hinten-Kippens des Beckens und eine Beckenrotation). Die Beurteilung einer Schulterrotation, eines Schulterhochstandes und einer Schrägstellung des Kopfes gehören zu dieser Standarduntersuchung. Um die Körperhaltung festzulegen, werden Pegelmessungen durchgeführt. Dabei werden mit dem Stereometer (Apparat um dreidimensionale Körpermessungen durchzuführen) in der mittleren Sagittalebene die Tiefe der Lenden- und Halslordose, sowie das Nach-dorsal-Zeigen der Brustkyphose und des Kreuzbeins gemessen.

Die Position des Körperschwerpunktes wird mit Hilfe der elektronischen Fußdruckmessung registriert. Auch die Belastung der Füße wird während des Stehens und Gehens über elektronische Fußdruckmessungen gemessen. Im Hals- und Lendenbereich wird an beiden Seiten neben der Wirbelsäule ein oberflächliches Elektromyogramm (EMG) des M. erector spinae gemacht, um die Höhe und eventuelle rechts-links Unterschiede zu messen.

Falls notwendig, finden ergänzende Untersuchungen statt, wie zum Beispiel eine Messung der Beinlänge beim Stehen und in liegender

Haltung mit Hilfe des Stereometers und des anthropologischen Kompasses. Die Messung der Beinlänge im Stehen findet statt ab dem Beckenrand beim Trigonum lumbale bis zum Boden, da die Messung ab der Spina iliaca anterior superior zu große Unterschiede bei einer Vor- oder Rückwärtskipung des Beckens aufweist.

Die Gammascchlinge

Bei einem monosynaptischen spinalen Reflexbogen besteht nur eine Synapse im Rückenmark zwischen der afferenten und efferenten Nervenzelle, so dass der Impuls direkt weitergeleitet wird, ohne sich vorher der

Schaltung und Steuerung des Hirns unterzuordnen.

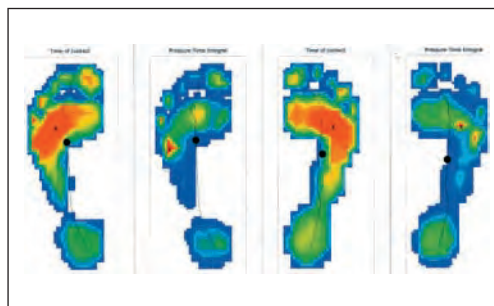
Die propriozeptiven Rezeptoren, die im Muskelbauch liegen und kontinuierlich die Muskellänge registrieren, sind die Muskelspindeln. Die Spindeln erhalten kleine intrafusale Fasern, die infolge ihrer Parallelschaltung gedehnt werden, wenn der Muskel länger wird. Wenn der Muskel gedehnt wird, werden durch Dehnung der Spindeln Ia-Fasern (afferente Neurone) erregt, die ihre Impulse direkt über den monosynaptischen Reflexbogen an die Motoneurone im Vorderhorn des Rückenmarks weiterleiten. Die Motoneurone

Druckmessung und Therapiesohle

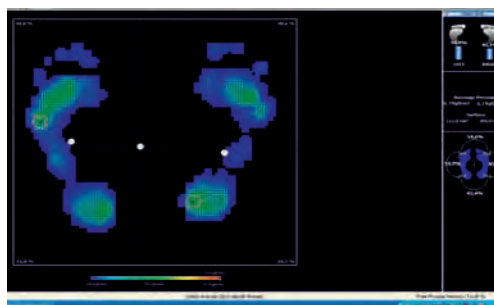
Auf Abbildung 1 sind die Befunde bei der elektronischen Fußdruckmessung beim Gehen abgebildet. Bei „Time of contact“ zeigt sich, dass der Vorfuß zu lange an der Ballenaußenseite verweilt. Der Fersenkontakt ist links zu kurz. Bei „Pressure Time Integral“ findet sich ein zu hoher Druck an der Ballenaußenseite.

Abbildung 2 zeigt den Körperschwerpunkt. In diesem Fall steht der Körper 54,9 Prozent nach links und 54,6 Prozent nach vorn (links vorn 34 Prozent, rechts vorn 20,6 Prozent, links hinten 21 Prozent, rechts hinten 24,5 Prozent). Die weißen Punkte auf dem linken und rechten Fuß zeigen den Körperschwerpunkt für die linke und rechte Körperhälfte.

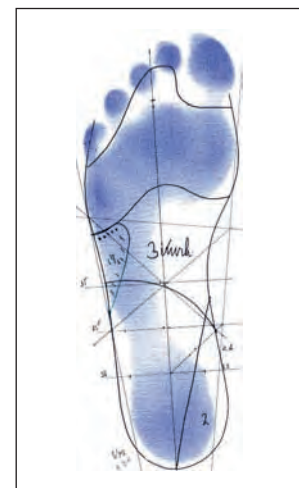
Auf Abbildung 3 ist der Entwurf für die propriozeptiv und mechanisch wirkenden Therapiesohlen zu sehen. Die Elemente bewirken ein schnelleres Abrollen in der Vorfußaußenseite, sowie eine Abnahme der Supinationsbelastung und eine Verbesserung der Druckverteilung im Vorfuß. Ein Element an der rechten Therapiesohle reduziert die Muskelspannung des M. erector spinae



1 Beispiel der Befunde bei elektronischer Fußdruckmessung.



2 Elektronische Fußdruckmessung mit Körperschwerpunkt beim Stehen.



3 Beispiel des Entwurfs von propriozeptiv und mechanisch wirkenden Therapiesohlen.

im Lendenbereich rechts. Elemente an der linken Therapiesohle senken die Muskelspannung des M. erector spinae vom Hals- bis Lendenbereich rechts, las-

sen die Valgität der linken Ferse abnehmen und verlängern den Fersenkontakt links.

leiten die Impulse an die Muskellendplatten, so dass reflektorisch eine Muskelkontraktion erfolgt.

Die propriozeptiven Rezeptoren, die in der Sehne an der Grenze zum zugehörigen Muskel liegen, heißen Sehnenspindel oder Golgi-Organ.

Die Golgi-Organen sind mit den Muskelfasern in Serie geschaltet. Sie werden deshalb bei zunehmender Muskelanspannung gedehnt und erregt, wobei Impulse über die Ib-Fasern (afferente Neurone) an das Rückenmark geleitet werden. Dort erregen sie Zwischenneurone, die die Abgabe von Impulsen an die Motoneurone hemmen, wodurch sich der Muskel entspannt. Dieser Reflex wird als Sehnenspindelreflex angedeutet.

Die Spannung der intrafusalen Fasern der Muskelspindeln wird zentral reguliert von den efferenten Gammamotoneuronenfasern. Diese Fasern erhöhen die Empfindlichkeit der Muskelspindeln gegenüber der Muskeldehnung.

Diese Empfindlichkeit ist individuell unterschiedlich und wird an die Umstände angeglichen: bei Stress ist die Empfindlichkeit größer, so dass bei einer geringeren Dehnung eine Muskelanspannung folgt (psychisch bedingte Hypertonie), wobei oft der Schwellenwert für Beschwerden überschritten wird: eine präexistente Muskeldysbalance/Hypertonie manifestiert sich.

Das System von propriozeptiven Rezeptoren, das von den efferenten Gammamotoneuronenfasern moduliert wird, nennt Bourdiol (2, 3) die Gammaschlinge. Die hier dargelegte Beschreibung ist eine Vereinfachung der wesentlich komplizierteren Reflexschaltungen.

Die Behandlung

Bei der Untersuchung von Menschen mit funktionellen Haltungsbeschwerden zeigt sich vielfach eine Fehlhaltung, wie eine schlaffe, hypertone oder Skoliosehaltung. Das oberflächliche EMG des M. erector spinae im Hals- und/oder Lendenbereich weist eine Dysbalance und/oder eine Hypertonie auf. Der Körperschwerpunkt befindet sich zu weit nach vorn/hinten und zu weit nach rechts/links. Während des Stehens wird zum Beispiel der rechte Fuß stärker belastet und beim Gehen der linke.

Bourdiol (2, 3) wendet bei der Behandlung mit propriozeptiven Therapiesohlen den Reflexbogen der Gammaschlinge an: Elemente platziert unter dem Muskelbauch, aktivieren die Muskelspindeln und stimulieren die Muskelkontraktion. Elemente platziert unter der Muskelsehne dehnen diese, infolgedessen die Golgi-Organen aktiviert werden und die Muskelanspannung gehemmt und Entspannung erreicht wird.

Das Ziel der Behandlung ist, über die Bewegungsketten die Spannung des M. erector spinae zu harmonisieren und den Körperschwerpunkt zu zentrieren, so dass funktionelle Haltungsbeschwerden wie Nackenschmerzen, Kreuzschmerzen, laterale Hüftschmerzen, Leisten- und Kniebeschmerzen und Ähnliches abnehmen oder ganz verschwinden.

Elemente, platziert unter dem Muskelbauch werden gleichmäßig rund geschliffen, während Elemente, die auf die Muskelsehne einwirken, aggressiv rund geschliffen werden. Die Elemente sind $1\frac{1}{2}$ – 3 Millimeter dick, werden abhängig von dem erwünschten Effekt aus weichen oder härteren Materialien angefertigt und

mit Hilfe einer Rechenmethode (7) genau unter dem Muskelbauch oder der Muskelsehne von bestimmten Fußmuskeln platziert.

Durch jahrelange Effektmessungen wurde die Form, Größe, Indikation und Wirkung einzelner Elemente überarbeitet und neu beschrieben (6). Zum Beispiel korrigiert das Element, das den Muskelbauch des M. abductor hallucis dehnt, über die Bewegungsketten das nach vorn Kippen des Beckens und die kyphotische Haltung. Das EMG des M. erector spinae wird an der gleichen Seite im Lendenbereich niedriger und der Körperschwerpunkt wird nach hinten verlegt. Die Kreuzschmerzen nehmen ab oder verschwinden völlig.

Die Korrektur von Längenunterschieden der Beine bis $1\frac{1}{2}$ Zentimeter richtet sich primär auf das Ausgleichen der statischen und dynamischen Belastung der Füße, das Zentrieren des Körperschwerpunktes und das Harmonisieren der Muskelspannung über propriozeptiv und mechanisch wirkende Elemente (6). Die Effekte der Therapiesohlen werden abgewartet bevor Beinlängenunterschiede mit kompensatorischen Erhöhungen am Schuh ausgeglichen werden.

Bei den Kontrollen werden die Effekte der Therapiesohlen ausgewertet auf Grund der Angaben der Beschwerde(freiheit), und der Befunde (EMG, Körperschwerpunkt, Analyse statischer und dynamischer Fußdruckmessungen). Kontrollen finden statt nach acht bis zehn Wochen, und weitere Kontrollen sind abhängig von den Befunden nach einem (halben) Jahr.

Zusammenfassung

Die meisten Haltungsbeschwerden sind funktionell und beruhen auf Fehlhal-

tungen und/oder Fehlbelastungen des Rückens. Dabei besteht eine muskuläre Dysbalance und/oder Hypertonie des M. erector spinae, sowie eine Dezentralisierung des Körperschwerpunkts.

Therapiesohlen mit dünnen propriozeptiven anspannenden oder entspannenden auf die Fußmuskeln einwirkenden Elementen harmonisieren über die Bewegungsketten die Muskelspannung des M. erector spinae und zentrieren den Körperschwerpunkt, womit eine Beschwerdenlinderung beziehungsweise -freiheit erreicht wird. ■

Literatur

- 1 Bamajian JV, Luca CJ de (1985): *Muscles Alive*. Baltimore, Williams & Wilkins
- 2 Bourdiol RJ (1980): *Pied et Statique*. Moulins-les-Metz, Maisonneuve Edit
- 3 Bourdiol RJ (1986): *Podoréflexo Cinésiologie*. Moulins-les-Metz, Maisonneuve Edit
- 4 Peterson Kendall F, Kendall Mc Creary E, Geise Provance P. (2001): *Muskeln*. München, Urban & Fischer
- 5 Derks-Roskam G. Eigene Observationen bei zehntausenden Haltungsuntersuchungen bei 5 bis 19 Jahre alten Jugendlichen. 1972 – 1997.
- 6 Derks K. Eigene Untersuchungen im Zentrum für Podologie, wobei seit 1989 jede Haltungsuntersuchung auf diese Art durchgeführt wird. Neubeschreibung der propriozeptiv wirkenden Elemente.
- 7 Derks-Roskam G, Derks K. (2005) Multifaktorielle Fußdiagnostik: Ein Paradigmenwechsel. Geislingen, C. Maurer Druck und Verlag, Orthopädieschuhtechnik 2005 7/8/2005 S. 36 – 39.

PPS-Orthese – Alternative für Spastiker

Uwe Dussa: *Will man den Bewegungsablauf von Spastikern sensomotorisch beeinflussen, so muss man nicht nur den hohen Muskeltonus reduzieren, sondern auch eine gute Führung im oberen Sprunggelenk erreichen. Auf beides zielt die PPS-Orthese ab.*

Der Einfluss der Sensomotorik und der Propriozeption auf menschliche Bewegungsmuster rückt seit einiger Zeit mehr und mehr ins Interesse von Medizinern, Therapeuten, Orthopädieschuhtechnikern und Ortopädiemechanikern.

Dabei handelt es sich um eine menschliche Fähigkeit, die es dem Gehirn ermöglicht, in jedem Augenblick zu erkennen, wo sich jeder Körperteil befindet und wie er sich bewegt. Um eine Bewegung in der richtigen Reihenfolge ausführen zu können, erlernt der Mensch komplexe Bewegungsmuster. Dabei erhalten die sogenannten propriozeptiven Nervenenden Informationen über die Position der Füße und senden die Befehle für den weiteren Bewegungsablauf an die Muskeln. So kann die Bewegung ausgeführt werden, ohne dass das Gehirn aktiv tätig werden muss. Ein Beispiel für eine solche, quasi unbewusste, Propriozeption ist der Schmerz: Wenn wir barfuss auf einen spitzen Stein treten, wird sofort ein komplexer Ablauf in Gang gesetzt. Unser Fuß verformt sich, versucht dem Schmerz auszuweichen und gleichzeitig reagieren die Gliedmaßen und die Muskulatur, um trotz dieser Störung die Balance zu halten. Der Reiz am Fuß hat also Auswirkungen auf den gesamten Körper.

Muskeln aktivieren

Liegt nun eine Störung, zum Beispiel eine spastische Lähmung vor, können manche Bewegungsabläufe nicht ohne fremde Hilfe erlernt werden, obwohl sensorische Fähigkeiten und propriozeptive Bahnungen intakt sind. Ziel einer Therapie ist es, das natürliche

Bewegungsmuster wiederzuentdecken, indem es simuliert und schließlich automatisiert wird. Neben der Physiotherapie kann die PPS-Orthese dazu beitragen, einen Reiz auf die propriozeptiven Nervenenden auszuüben und damit die Muskeln im Sinne eines natürlichen Bewegungsablaufs zu aktivieren. Die Freigabe von Muskelbäuchen im Unterschenkelbereich spielt bei der Versorgung mit der PPS-Orthese eine ebenso große Rolle wie die Anwendung des sensomotorischen, propriozeptiven Prinzips.

Die PPS-Orthese gewährleistet eine Freigabe der Muskelbäuche der Unterschenkelmuskulatur durch ihre im Schaft kurz gehaltene Bauweise, aber sie ermöglicht trotzdem eine Führung des oberen Sprunggelenks in der physiologischen Achse. Die propriozeptiven, sensomotorischen Informationen werden über Druckpunkte und -flächen

auf der Einlegesohle vermittelt. Diese Informationen tragen stark zur Gleichgewichtskontrolle beim Gehen und Stehen und zur Gang- und Haltungskontrolle bei. Die sensomotorische Fußbettung wird individuell aus rückstellfähigem Schaumstoffmaterialien mit Hilfe innovativer CNC-Fräsmaschinen hergestellt.

Alternative zum Innenschuh

Die Orthese unterscheidet sich von herkömmlichen Sprunggelenkorthesen durch ein einfacheres Abdruckverfahren, unproblematisches Anlegen, den sensomotorischen Background, ein flexibles Klettbandsystem, das den Tragekomfort erhöht, die Möglichkeit auf der Höhe der Zehengrundgelenke abzurollen und ein extrem dünnwandiges leichtes Material. Alternative Versorgungen mit orthopädischen Innenschuhen beinhalten einige Aspekte, die für eine



1 Fertige PPS-Orthese, links geschlossen, mit flexiblem Klettbandsystem, rechts offen mit sensomotorischer Einlage.

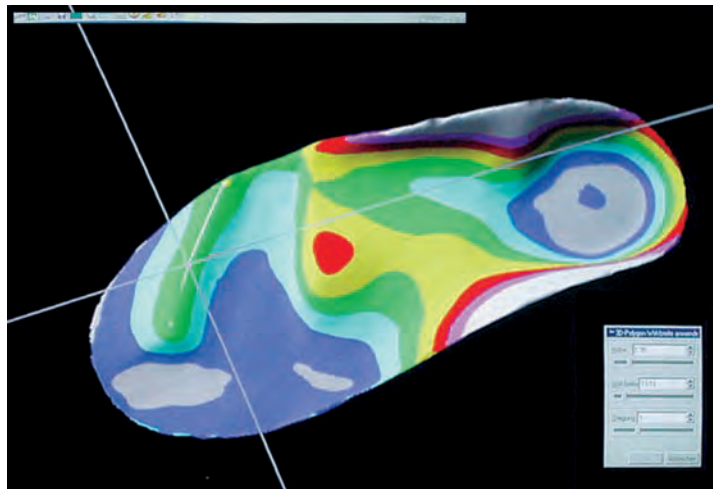
typengerechte Versorgung nicht immer nötig sind, wie zum Beispiel die Stabilisierung und Fixierung der Gelenke und die daraus resultierende bewegungshemmende Wirkungsweise. Diese Wirkungsweise wird bei der PPS-Orthese weitgehend vermieden.

Vor dem handwerklichen Herstellungsverfahren wird das Gangbild mit Ärzten, Therapeuten und Eltern beurteilt, hierzu werden zusätzlich Film- und Scananalysen durchgeführt. Auch durch Palpation des Fußes und Überprüfung des Gelenkspiels wird eine Therapieform, unter Berücksichtigung der Nah- und Fernziele definiert, eine Gipsabdrucknahme in Funktionsstellung folgt.

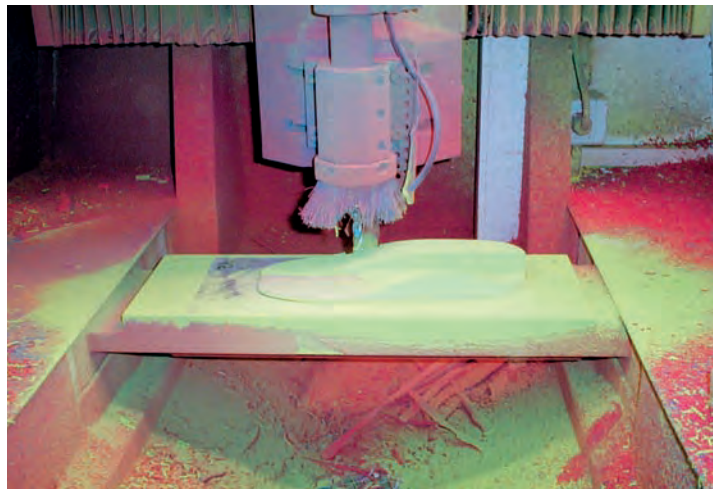
Um eine einheitlich hohe Qualität zu sichern, bietet feet control zahlreiche Seminare an, in denen neben theoretischen Grundlagen auch die praktische Versorgung anhand von Fallbeispielen vermittelt wird. **1**

● ● **Anschrift des Verfassers:**

Uwe Dussa
Vierbaum Orthopädie
Carl-Zeiss-Str. 8
51674 Wiehl



2 CA-Design.



3 Die Einlage wird gefräst.

Franz Fischer:

Fehlstellungen in Becken und Wirbelsäule: Neurologische Einlagen oder Ausgleich?

Zusammenfassung:

Fehlstellungen im Becken und im Rumpf sind dreidimensional. Dies muss bei einer Korrektur durch Einlagen und Schuhzurichtungen bedacht werden. Höhenausgleiche erweisen sich häufig als nicht ausreichend. Die Korrektur der Fehlstellung erfolgt deshalb zunächst über neurologische Einlagen, bevor Differenzen über den Schuh ausgeglichen werden.

Eigentlich sind sie ja nicht neu, aber ihre Funktion war lange Zeit nicht nachgewiesen. Neurologische Einlagen sind keine passiven Einlagen, sie nehmen keinen Einfluss auf die Fußform, sondern wirken über die Oberflächen- und Tiefensensibilität.

Höhen von 2–3 mm der individuell unter dem Fuß platzierten Einlagenelemente sind hier völlig ausreichend. Dass hiermit tatsächlich Einfluss auf die Körperhaltung und die Bewegung genommen werden kann, stößt bei vielen noch auf Skepsis.

Kontrollsysteme wie Muskeltest und mechanische Vermessungssysteme erschweren den Einstieg in

das Thema. Sie sind entweder sehr ungenau (Körperschwankung beim Atmen) oder sie erfordern sehr viele Vorkenntnisse über Muskel- und Faszienspannung.

Mit neuen Computer gestützten Mess-Systemen werden die Funktionselemente der neurologischen Einlagen klarer in ihrer Funktion und ihre Wirkung kann auch nachgewiesen werden.

Schuerhöhung oder neurologische Einlagen

Anhand einiger Beispiele aus einer Messreihe mit Patienten aus unserer täglichen Praxis wollen wir der Frage nachgehen, welche Ergebnisse mit den „alten“ orthopädischen Hilfsmitteln, zum Beispiel dem Höhenausgleich am und im Schuh, im Vergleich zu den „neuen“ Hilfsmitteln, den neurologischen Einlagen erzielt werden können.

Die Fragestellung war: Kann ich mit dem neuem Hilfsmittel ganz gezielt Einfluss auf die Becken- und Wirbelsäulenposition nehmen? Kann ich mit einem mechanischen Höhenausgleich an der Ferse oder durchgehend am Schuh, denselben Effekt auf das Becken und die Wirbelsäule erzielen?

Insgesamt wurden 10 Patienten untersucht, die vom Arzt zwecks Messung der Körperhaltung mit Diagnosen wie skoliotische Wirbelsäule, Beckenverdrehungen, Beckenschiefstand zu uns

geschickt wurden. Die Messergebnisse gehen zurück zum Arzt, der sie bei seiner Therapieentscheidung mit einbezieht.

Grundlage der Bewertung und des Vergleichs sind Messungen ohne Schuhausgleich, mit Schuhausgleich an der Ferse und durchgehend an der Sohle, Messungen mit neurologischen Einlagen sowie einer Kombination von beidem.

Beim Messsystem handelt es sich um einen Rückenscanner (Digidorso, Fa. Schein mit bewegtem

Streifen), der eine 3-D-Darstellung des ganzen Oberkörpers mit Koordinaten in 1/100 Millimeter-Abständen in den drei Achsen X-Y-Z und über die Höhenlinien (Isobasen) liefert. Zusätzlich wurde mit einem Laser mit einer senkrechten selbst justierenden Linie das Lot gefällt, um Abweichung zur Seite dokumentieren zu können.

Die nachfolgenden Parameter wurden untersucht und in Tabellen dokumentiert:

- Position Lumbalgrübchen



1 Das Streifenmuster mit dem der Rücken dreidimensional vermessen wird (li.). Rechts das von der Software errechnete Modell.



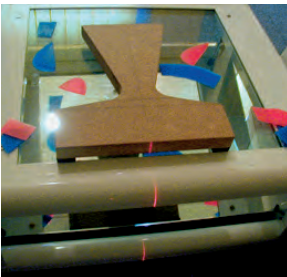
Bsp. 1: Dieses Beispiel demonstriert, welche Bewegung durch die neurologischen Teile stattfindet. Die Abweichung im Schulterbereich, in der z-Achse, die linke Schulter ist um fast 23 mm nach vorne gedreht (li.). Durch den Einfluss der neurologischen Einlagen neutralisiert sich der Wert um 20 mm. Aber auch hier ist zu erkennen, dass ein Jonglieren mehrerer Parameter (Becken, Lot, Achseldreieck, seitliche Wirbelsäulenabweichung) eine sehr individuelle Anpassung erfordert.

Anschrift des Verfassers:

OSM Franz Fischer
Schlachthausstraße 11
92224 Amberg
E-Mail: FranzFischer1@free-net.de



2 Markierung der Messpunkte



3 Podoskop mit Laserstrahl und neurologischen Elementen.



4 Neurologische Elemente, die unter der Fußsohle platziert werden.

- Veränderung der Lotlinie
- Veränderung von HWS zur LWS
- Veränderung der Rotationen
- Veränderung der Messpunkte.

Zur Erfassung der Parameter wurden selbstklebende Marker mit einem schwarzen Kreis und weißem Feld beim Patienten aufgeklebt. Die Messpunkte bleiben während der ganzen Messreihe am Körper. Die Software sucht sich die Messpunkte automatisch und übermittelt die x-y-z- Koordinaten in die Tabellen zur Auswertung. So ist eine hohe Messgenauig-

keit gewährleistet. Sechs Punkte wurden definiert. C7, Schulterblatt links und rechts, tiefste Stelle HWS und die beiden Lumbalgrübchen (Sips). Über die Ergebnisse der einzelnen Messungen lassen sich die Veränderungen, die durch die Einlagen und die Schuherhöhungen erreicht werden konnten, dokumentieren und beschreiben.

In den Abbildungen auf Seite 60 und 62 werden beispielhaft einige Fälle vorgestellt.

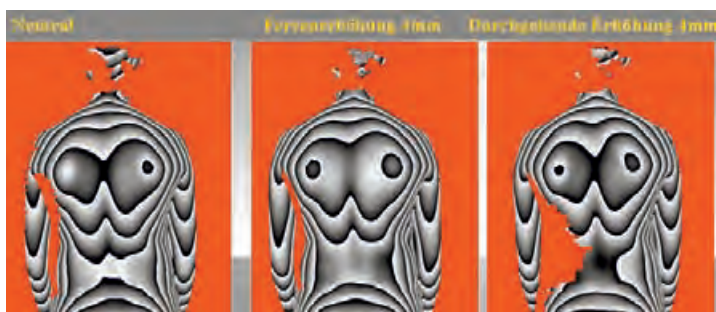
Alle drei Dimensionen therapieren

Die Beispiele zeigen, dass Fehlstellungen im Becken und der Wirbelsäule in aller Regel dreidimensional ausgeprägt sind. Deshalb dürfen wir uns bei unserer Versorgung nicht auf zwei Dimensionen beschränken.

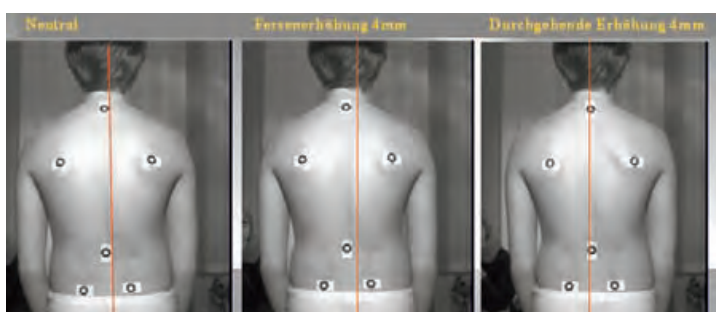
Ein Höhenausgleich unter dem Schuh kommt teilweise gar nicht in voller Höhe am Becken an und ist alleine auch nicht in der Lage, Fehlstellungen wie die Rotation des Beckens oder der Schulter zu korrigieren. Dies ist aber unserer Erfahrung nach grundlegend für eine erfolgreiche Therapie.

Eine bessere Positionierung ist über den neurologischen Impuls zu erreichen. Bei der Versorgung mit neurologischen Einlagen wird über die Einlage zunächst die Stellung des Beckens und der Wirbelsäule korrigiert. Erst danach korrigieren wir eine eventuell noch bestehende Beinlängendifferenz durch eine Höhenausgleich am Schuh.

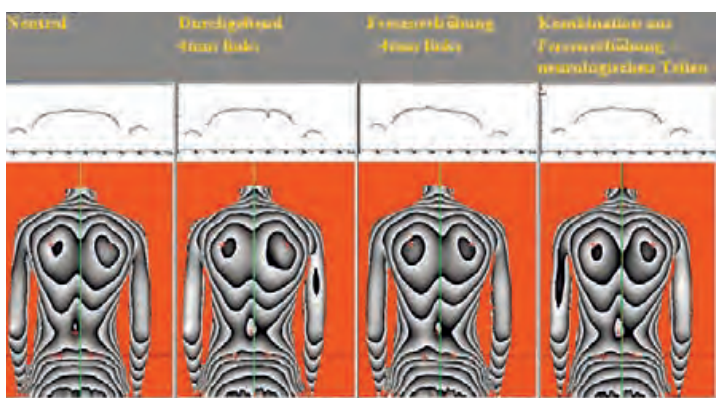
Jeder Patient reagiert sehr individuell auf unsere Intervention. Voraussetzung für diese Art der Versorgung ist deshalb die genaue Erfassung der Eingangssituation sowie die Korrektur und Kontrolle am Patienten. ■



Bsp. 2: Vergleich eines Höhenausgleichs an der Ferse und durchgehend an der Sohle. Die Veränderung bei den Rotationen an der Schulter und im Becken ist unwesentlich. Wie auf der Isobasendarstellung zu sehen ist bleibt es bei der anterioren Position von Becken und Schulter. Egal ob durchgehend oder nur an der Ferse gearbeitet wird.



Bsp. 2: Die nächsten Bilder zeigen den gleichen Patienten nur im Graubild und die Auswirkungen auf die ganze Körperhaltung (Lot). In diesem Fall verschlechtert sich die Eingangssituation sogar noch wenn die Erhöhung nur an der Ferse gearbeitet wird. Bei dem durchgehenden Ausgleich zentriert sich in diesem Fall der Körper genau mittig.



Bsp. 3: Bei diesem Beispiel zeigt sich besonders die Bewegung in den Sips (Lumbalgrübchen). Bei einem durchgehenden Höhenausgleich von 4 mm kommen nur 2 mm im Beckenbereich an. Bei einer Fersenerhöhung von 4 mm verschlechtert sich der Wert sogar um einen Millimeter auf eine Differenz von 5 mm. Deutlich zu erkennen ist hier die Abkipfung des rechten Beckens nach vorne. Die beste Einstellung erreiche ich durch einen leichten Höhenausgleich (2 mm) und den neurologischen Teilchen. Die Rotation in den Schultern ist fast gegen Null, die seitliche Abweichung von HWS zur LWS hat sich stark verbessert. Die Sips sind leider noch nicht ganz ausgeglichen.

Tabelle 1
(zu Beispiel 5)

Nr	Tiefe Schultern [mm]	Tiefe Becken [mm]	seitl. Abw. [mm]
A01	7.06	1.41	8.91
A02	10.11	5.04	8.78
A03	8.91	7.51	10.10
A04	3.32	3.56	9.50
A14	3.40	-1.85	1.31



Bsp. 4: Die Rotation ist durch den Höhenausgleich nicht zu verändern; der Beckenschiefstand „links“ verändert sich beim Fersenausgleich von 4 mm an den Lumbalgrübchen nur um 1 mm. Das zeigt uns aber, dass ein untergelegter Höhenausgleich am Becken nicht in seiner vollen Höhe ankommt. Die Situation im Becken und besonders im Schulterbereich verschlechtert sich sogar. Wie uns das Isobasenbild zeigt, drehen das rechte Becken und die rechte Schulter sogar weiter nach vorne. Wesentliche Verbesserung bringen die neurologischen Teile Calcaneus medial 3 mm links und Calcaneus medial rechts 2 mm. Das Becken korrigiert seine Position, die rechte Seite dreht nach hinten, ebenso der Schulterbereich.



Bsp. 5: Dieses Beispiel zeigt einen Patienten mit einer vorgedrehten linken Schulter (Tabelle 1) von 7 mm und einer seitlichen Abweichung von HWS zur LWS von fast 9 mm. Das Graubild zeigt die Veränderung beim Lot (beim Einsatz des Höhenausgleichs Bild 5 Mitte). Durch den Höhenausgleich ist keine Verbesserung erkennbar. Die Rotation wird schlechter (Isobasendarstellung). Das Graubild zeigt die Veränderung beim Lot beim Einsatz der neurologischen Teile, der Körper wandert stark nach links und zentriert sich mittig der Wirbelsäule.

Die Diagramme A1 (neutrale Messung), A3 (mit Höhenausgleich), A14 (neurologische Teile) zeigen die Veränderungen in Millimeter.

Die Ausgangsmessung (A1) ergibt eine Vorrotation um 7 mm in der linken Schulter und eine seitliche Abweichung der Wirbelsäule um fast 9 mm. Die Werte durch den Höhenausgleich (A3) verschlechtern sich eher noch. Bei der neurologischen Versorgung (A14) gehen die Werte fast gegen Null. Die Bewegung beim Lot ist im Graubild zu sehen.

Manuel Flory, Dirk Schäfer:

Haltungskorrektur durch kombinierte Einlagenelemente

Zusammenfassung:

Anhand eines praktischen Versorgungsbeispiels beschreiben die Autoren den Einsatz und die Wirkung sensomotorischer Einlagenelemente auf die Körperhaltung. Dafür orientieren sie sich vorrangig an dem Versorgungskonzept nach Prof. René J. Bourdiol, erachten es aber als wichtig und notwendig, Ansätze anderer Schulen sowie eigene Erfahrungen in die Versorgung einfließen zu lassen.

Im geschilderten Beispiel gilt es ein komplexes Symptombild zu versorgen, jedoch sollte die Versorgung nach Möglichkeit an einer Hauptursache für die Fehllhaltung ansetzen, die als „Stellschraube“ für eine Gesamthaltungsänderung dienen soll. Die Autoren entschließen sich, über eine Aufrichtung von Rumpf und Becken die Lage des Körperschwerpunktes in der Sagittalebene zu korrigieren. Die eingesetzten Einlagenelemente und ihre beachtete Wirkweise werden anschaulich und ausführlich erläutert.

Eine Haltungskontrolle nach sechs Monaten bestätigt die (dauerhafte) Haltungsänderung der Patientin. Die Autoren sehen den Erfolg der Versorgung in der Kombination mechanischer mit sensomotorischen Einlagenelementen begründet.

Bei der Versorgung mit sensomotorischen Therapiesohlen beziehen wir uns auf wissenschaftliche und praktische Erkenntnisse verschiedener Arbeitsgruppen.

Grundlegend für die Entwicklung der sensomotorischen Versorgungskonzepte waren die Entdeckungen von Professor René J. Bourdiol. Durch eigene langjährige Erfahrung wissen wir, dass je nach Indikation aber auch Variationen durch andere Versorgungsmodelle wertvoll sein können (z. B. Dr. Bortolin, Schallmeyer, Breukhoven, Lydia Aich). Entscheidend für eine gute Therapie ist es, die eigenen Erfahrungen in die unterschiedlichen Konzepte zu integrieren und weiterzuentwickeln. Nicht immer reagiert ein Patient auf eine Versorgung im vorhergesehenen Maße – dieses Problem stellt sich nicht nur bei der Versorgung mit konventionellen Einlagen, sondern ganz besonders bei der sensomotorischen Versorgung. Daher ist es für uns essenziell, die Wirkung der Einlage auf die Körperstatik direkt zu messen. Wir setzen dazu das Corpus-Haltungsmesssystem ein, da es unkompliziert die komplette Haltung von Kopf bis Fuß misst und einen visuellen Report erzeugt, der dem Patienten direkt die Änderungen zeigt. Für die Akzeptanz einer Versorgung ist dies wesentlich.

Anhand eines Fallbeispiels wollen wir die Hal-



1 Änderung der habituellen Haltung nach Versorgung mit sensomotorischen Einlagen. Links: Haltungsindex 0,88 (ungünstig). Man beachte den großen Abstand der Hüfte vom Basislot (7 % der Körpergröße). Insgesamt steht die Patientin bei vorgekipptem Becken stark vor dem Bezugslot. Rechts: die Patientin steht auf den sensomotorischen Einlagen. Der Haltungsindex ist mit 1,0 im stabilen Bereich, der Hüft-Lot-Abstand mit 2 Prozent wieder im normalen Bereich.

tungsveränderung durch eine sensomotorische Einlagenversorgung erläutern.

Befundung

Die 30-jährige Patientin klagt über Beschwerden im HWS- und BWS-Bereich. Die Ileosacralgelenke sind ebenfalls schmerzhaft. Vor der Versorgung wurde vom Arzt befundet: Ileum anterior, verstärkte LWS-Lordose, sowie X-Beine und Senkfüße.

Eine funktionelle Beinlängendifferenz von fünf Millimetern links wurde festgestellt mit daraus folgender iliacalear Verwringung und teilweise ossärer Sko-

liose. Die Rotation im Bereich der Halswirbelsäule ist rechts eingeschränkt aufgrund einer Verkürzung der Mm sternocleidomastoideus und scaleni. Das linke Schulterblatt steht ab. Die Haltungsanalyse ergibt einen ungünstigen Haltungsindex mit vorgekipptem Oberkörper und starken Abweichungen vom Knöchellot auf allen Körperebenen (Abb. 1a).

Dieses komplexe Symptombild ist nicht ungewöhnlich, wenn man bedenkt, dass eine Fehlstellung fast zwangsweise muskuläre Fehlaktivierungen bedingt, welche wiederum

Anschrift der Verfasser:

OST Manuel Flory
OSM Dirk Schäfer
Motion Concepts
Neun Morgen 11
76764 Rheinabern

neue Fehlhaltungen provozieren. Bei der sensomotorischen Versorgung ist es deswegen wichtig, zu entscheiden, an welcher Stelle man ansetzt. Wie Zahnräder in einem Getriebe ineinander greifen, so wird eine kleine Korrektur im Regelkreis (oft nicht vorhergesehene) Änderungen an anderen Stellen bewirken. Aus diesem Grund ist für uns die ständige Nachkontrolle so wichtig.

Therapeutischer Ansatz

In diesem Fall wollen wir primär die Fehlhaltung mit Hyperlordose korrigieren, da sie vermutlich eine Hauptursache für das auftretende Schmerzbild darstellt. Dazu soll mit Hilfe der sensomotorischen Versorgung die Lage des Körperschwerpunktes in der Sagittalebene korrigiert werden, indem Rumpf und Becken aufgerichtet werden. Dadurch würde sich die Lendenlordose abflachen. Mit einer konventionellen Erhöhung soll zusätzlich die funktionelle Beinlängendifferenz mechanisch korrigiert werden.

Unsere Versorgung geht im konkreten Fall von dem Versorgungskonzept des Neurologen Prof. René J. Bourdiol aus. Nach einer Haltungsanalyse fertigen wir einen dynamischen Blauabdruck an, in den die korrigierenden Elemente eingezeichnet werden (Abb. 2).

Versorgung

Im Einzelnen verwenden wir folgende stimulierenden Elemente:

1. Retrocapitales Modul aus zwei Millimeter Kork mit weicher Kante (abgerundet), nach proximal auf 0 auslaufend: Dieses soll die hypotone Muskulatur, die zum Abkippen des Beckens und „In-sich-Zusammensacken“ des

Rumpfes führt, wieder tonisieren (u. a. über Mm. lumbricales). Eine Streckung des Körpers ist zu erwarten und damit auch eine Aufrichtung des Kopfes und Rückverlagerung des Körperschwerpunktes.

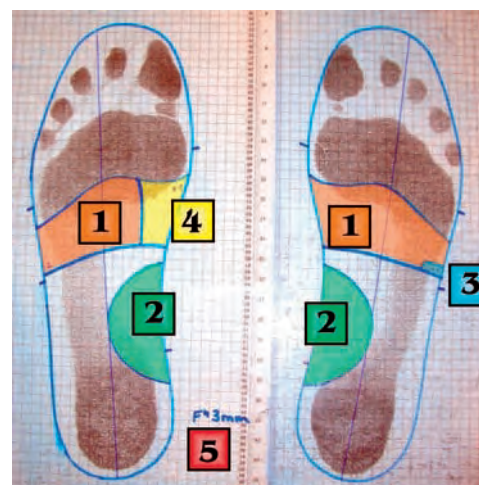
2. Inneres Modul/Valguselement, zwei Millimeter, weiche Kante: Das innere Modul soll über die Gelenkkette Längsgewölbe → USG → OSG → Exorotation des Femurs zur Aufrichtung des Beckens führen (Verringerung der Antetorsion) und damit letztlich zur Abflachung der Lendenlordose. Das Element wirkt auf die Muskelspindeln des M. abduktor hallucis.
3. Hallux-Element rechts, ein Millimeter, auf dem retrocapitalen Element, weiche Kante: Dieses Element wirkt kontralateral über den Muskelbauch des M. flexor hallucis brevis und soll dem abstoßenden Schulterblatt links entgegenwirken. Durch die Auswirkung auf den M. trapezius erwarten wir außerdem eine Verbesserung der Kopfrotation.
4. LWS-Element links, ein Millimeter, auf dem retrocapitalen Element, harte Kante: wirkt homolateral und entspannt die am Os

pubis, Os coccygeus und Hüftgelenk ansetzende Muskulatur über den M. digiti minimi brevis.

5. Fersenerhöhung links drei Millimeter, bis zur Navicularlinie auf 0 auslaufend: dieser mechanische Ausgleich kompensiert die funktionelle Beinlängendifferenz. Mechanisch wird sich die Beckenverwringung ausgleichen und das Becken eine entgegengesetzte Drehung durchführen (vgl. Ludwig, Fuhr: Beinlängendifferenz – Auswirkungen von Kopf bis Fuß, OST 7/8/2006)

Die Versorgung der Patientin hatte unmittelbaren, aber auch dauerhaften Erfolg. Sie berichtet über eine deutliche Linderung der Beschwerden im LWS- und HWS-Bereich. Eine erneute Haltungsmessung bestätigt die (dauerhafte) Haltingsänderung auch nach sechs Monaten: der Haltingsindex hat sich im günstigen Bereich stabilisiert, die Lotabstände haben sich auf allen Ebenen dem Basislot wieder angenähert (Abb. 1 b).

Im vorliegenden Fall



2 Dynamischer Blauabdruck der Patientin mit eingezeichneten sensomotorischen Elementen. Die Nummerierung entspricht der Beschreibung im Text.

wurde ein mechanischer Differenzenausgleich kombiniert mit sensomotorischen Stimuli. Natürlich wird die Erhöhung alleine bereits eine Neuausrichtung des Beckens bewirken. Die Beschwerden im Bereich ISG können durchaus mit einer Blockierungssymptomatik aufgrund der Beinlängendifferenz und Beckenverwringung zusammenhängen. Eine Aufrichtung des Körpers im Sinne einer muskulären Aktivierung und Verbesserung des Beckenwinkels ist aber durch die mechanische Komponente nicht zu erwarten. Hier greift die sensomotorische Versorgung, die einen ausgeglichenen Muskeltonus wieder herstellt. ■

Afferenzverstärkende Einlagen zur Therapie des funktionellen spastischen Spitzfußes

Ulrich Hafkemeyer, Daniela Poppenborg, C. Müller-Gliemann: *An der Klinik für Technische Orthopädie in Münster konnte in einer Studie gezeigt werden, dass afferenzstimulierende Einlagen eine Veränderung wesentlicher Gangparameter erreicht werden kann. Voraussetzung für einen positiven Effekt ist jedoch immer die befundorientierte und individuelle Indikation.*

Afferenzverstärkende („propriozeptive“) Einlagen zeigen in der Behandlung des funktionellen Pes equinus bei Kindern mit infantiler Cerebralparese (ICP) eine Wirksamkeit in Bezug auf die Standphase, die Doppelstandphase und die Einzelstandphase (Schwungphase). Während unter Nutzung der speziellen Einlagen die Stand- und Doppelstandphase sich verlängert, kommt es zu einer Verkürzung der Schwungphase. Wir konnten im Einzelnen eine Verlängerung der Fersenkontaktzeiten, eine Vergrößerung der plantaren Belastungsfläche sowie eine verbesserte zeitliche Differenzierung zwischen Zehen- und Fersenkontakt beobachten.

Die tendenzielle Veränderung der vorgenannten Parameter ließ sich in Einzelfällen bereits beim Tragen von Schuhen ohne Einlagen beobachten und wurde unter Nutzung von Schuhen mit den afferenzverstärkenden Einlagen weiter verstärkt. Festgestellt werden konnten jedoch auch gegenteilige Wirkungen bei Kindern mit ICP und

funktioneller Spitzfüßigkeit. Daher kann zum jetzigen Stand der Untersuchung keine allgemeine Wirksamkeit der Einlagen konstatiert werden. Die Indikation muss individuell gestellt werden.

Material und Methode

In der vorgestellten Studie befinden sich insgesamt 20 Kinder und Jugendliche im Alter zwischen 3 und 18 Jahren, die an einer infantilen Cerebralparese erkrankt sind und das klinische Bild einer spastischen Di- oder Hemiparese zeigen. Bei den Diparesen finden sich sowohl weitgehende Symmetrien der betroffenen Extremitäten, aber auch teilweise deutliche Seitenbetonungen. Alle in die Studie eingeschlossenen Patienten sind selbstständig frei steh- und gehfähig.

Gemessen wurde mit dem GAITRite-System, das in der Lage ist Raum-Zeit-Parameter zu erfassen und auszuwerten. Dabei handelt es sich um eine elektronische Gangmatte, die drucksensitiv reagiert, die Länge der Einzel-

und Doppelschritte misst, die Schrittbreite sowie Innen- und Außenrotationswinkel bestimmt, die Schrittfrequenz erfasst und die Dauer der Einzel- und Doppelschritte sowie der Einzel- und Doppelstandphasen berechnet. Zusätzlich ist die Geschwindigkeit als kombinierter Parameter mit diesem System erfassbar. Von besonderem Interesse für diese Untersuchung sind weiterhin die Kontaktzeichen von Vor- und Rückfuß.

Messprotokoll

Es umfasst folgende Messsituationen:

- Barfuß
- mit Schuhen ohne Einlagen
- mit Schuhen mit afferenzverstärkenden Einlagen

Die Reihenfolge dieser drei Situationen wurde variiert und beginnt zu meist mit der Versorgung, die das Kind beim Betreten des Ganglabors trägt.

Ergebnis

Beim Vergleich vom Barfußgang mit dem Gang mit Schuhen ohne Einlagen beobachten wir eine Zunahme der Stand- und Doppelstandphasen und eine Abnahme der Einzelstandphasen (Schwungphasen).

Bei Kindern mit einem spontanen Fersenbodenkontakt ist eine Verlängerung der Fersenkontaktzeiten sowie eine Zunahme der zeitlichen Differenz zwischen Zehen- und Fersenkontakt zu beobachten. Diese Unterschiede sind sowohl zwischen Barfußgang und dem Tragen von Schuhen ohne Einlagen zu erkennen, aber auch zwischen dem Tragen von Schuhen ohne und mit Einlagen.

Fazit

Zum jetzigen Zeitpunkt der Untersuchung ist eine Wirksamkeit der afferenzverstärkenden Einlagen bei einer Vielzahl der untersuchten Kinder fest-





Beispiel einer afferenzstimulierenden Einlage

zustellen. Daraus lässt sich jedoch keine allgemeine Wirksamkeit der Einlagen ableiten. Die Indikation sollte daher befundorientiert und individuell gestellt werden!

Die bei der klinischen Untersuchung beobachtete Harmonisierung des Gangbildes konnte durch die Messmethode zum Teil bestätigt werden. Die von den Eltern geschilderten teilweise sehr positiven Beobachtungen wie die Verbesserung der Ausdauer, verbesserte Konzentration und die positive Beeinflussung der Sprache lassen sich jedoch mit dem GAITRite-System nicht objektivieren.]

● ● **Anschrift für die Verfasser:**

Dr. Ulrich Hafkemeyer
Klinik und Poliklinik für
Technische Orthopädie
Robert Koch Straße 30
48149 Münster

Literatur

- Brinckmann P. (1981) Die Richtung der Fußlängsachse beim Gehen. Z Orthop 119: 445-448
- Chodera J.D., Levell R.W. (1973) Foot Print Pattern during walking in Kennedy, Ed: Perspectives in Biomed. Engineering. Pp 81-90
- Hafkemeyer U., Möller M., Wetz H.H. (2002) Afferenzverstärkende (propriozeptive) Einlagen. OT 6: 518-521
- Hafkemeyer U., Poppenborg D., Drerup B., Möller M., Wetz H.H. (2002) Improvements of Gait in paraplegic patients using proprioceptive insoles. Gait and Posture, Volume 16, Supplement 1, 157-158. ISSN 0966-6362
- Mommsen F. (1933) Die Änderung des menschlichen Ganges unter der Einwirkung orthopädischer Hilfsmittel. Verhandlungen der deutschen orthopädischen Gesellschaft. 27. Kongress der deutschen orthopädischen Gesellschaft in Mannheim, 271 ff

Sensomotorische Fußbettungen in der Kinderversorgung

Udo Herberger, Stephan Woltring: *Sensomotorische Einlagen werden idealerweise in enger Zusammenarbeit zwischen Arzt und Orthopädie-Schuhmacher für die Patienten hergestellt. Im Folgenden wird über eine solche Zusammenarbeit berichtet und es werden Ergebnisse aus einer nunmehr vier-jährigen Versorgungspraxis vorgestellt.*

Seit nun mehr als 4 Jahren werden in unserer Praxis in gemeinsamer Spezialsprechstunde mit dem Orthopädie-Schuhmachermeister Kinderfüße begutachtet, pathologische Muster diagnostiziert und bei entsprechendem Befund, die Kinder mit sensomotorischen Fußbettungen versorgt. Anschließend erfolgen regelmäßige Kontrollen. Insgesamt konnten so 628 Kinder in einer Verlaufsbeobachtung einbezogen werden.

Die Kontrolle des Befundes fand hierbei nach 3, 6 und spätestens 12 Monaten statt. Beurteilt wurde die Besserung des Gangbildes, die Körperhaltung und der Fußstatus in Stand und Dynamik.

Daneben wurden, soweit möglich, die Kinder über den Tragekomfort und die Eltern über die Veränderung des Gangbildes oder des Beschwerdemusters befragt.

Insgesamt konnte bei 560 untersuchten Kindern nach einem Jahr eine deutliche Befundbesserung erreicht und diese durch Fußabdruck, Video-Analyse und Befragung der Eltern verifiziert werden.

Bei 48 Kindern fand sich nach 12 Monaten keine oder nur geringfügige Besserung der zu Beginn der Behandlung dokumentierten Bewegungsmuster sowie der pathologisch veränderten Strukturen.

Einbezogen wurden primär Kinder, deren Vorbehandlung oftmals unbefriedigend erschien oder bei den Patienten eine unzureichende Akzeptanz in der täglichen Anwendung vorausging.

Fuß-Spezialsprechstunde

Die physiologischen Voraussetzungen sollten bei der Versorgung von Kindern wegen ihrer Vielzahl von Lern- und Entwicklungsprozessen absolute Priorität haben. Dieses setzt voraus, dass bei der Begutachtung von Fuß- und

Beinfehlstatiken immer auch der Gesamthabitus, Körperhaltung und die Koordination zu berücksichtigen sind.

In einer in unserer Praxis eingerichteten sogenannten Fuß-Spezialsprechstunde sind daher genau diese Einflussgrößen zu berücksichtigen und in Absprache zwischen Arzt und Orthopädie-Schuhmachermeister eindeutig zu verifizieren. Erst daraus ergibt sich die abschließende Therapie der pathologischen Verhaltens- und Bewegungsmuster.

Somit ist ein enger Kontakt zwischen Arzt und Orthopädie-Schuhmachermeister nicht nur im Rahmen der Primärversorgung wichtig und wünschenswert. Auch bei den Kontrolluntersuchungen bewährt sich der kooperative Austausch als sehr positiv im Sinne einer qualifizierten Patientenversorgung.

Die Kontrolluntersuchungen werden in unserer Praxis standardisiert durchgeführt, gegebenenfalls auch über die regelmäßigen Termine hinaus, sofern diese durch Probleme des Patienten beim Tragen der Sensomotorischen

Fußbettungen, Veränderungen des Gangbildes oder des Fußstatus sowie Materialverschleiß des Hilfsmittels erforderlich erscheint.

Versorgungsschwerpunkte

Die behandelten bzw. versorgten 628 Kinder zeigten neben neurologischen Krankheitsbildern (Hemi-/Di- und Tetra-Paresen) pathologische Fuß-, Bein- und Körperhaltungen.

Indikations- und Versorgungsschwerpunkte waren:

- pathologische Knick-Senkfuß Fehllage
- Innen- und Außenrotationsgangbild, oftmals einhergehend mit Supinations- und Pronationsfehlhaltung, nicht altersgerecht
- Initiales und komplexes Spitzfußgangbild
- pes adductus
- pes varus / valgus et adductus
- muskuläre Dysbalance mit pathologischer Einflussnahme auf die Körperstatik und Dynamik des Kindes
- Koordinations-/Wahrnehmungs- und Symmetriestörung der Kinder
- „sogenannte Zeichen“ einer Chondropathia patellae, besser: retropatellares Schmerzsyndrom, Patella-spitzensyndrom
- hypotone oder hypertone Haltungsschwäche des Kindes, (werden oft-

1 In der Spezialsprechstunde werden die Patienten gemeinsam von Dr. Udo Herberger (l.) und Stephan Woltring (r.) begutachtet.





2 Kinderfüße erfordern bei der Versorgung besondere Aufmerksamkeit.



3 Die Vielzahl von Lern- und Entwicklungsprozessen setzen eine physiologische und kindgerechte Versorgung voraus.



4 Die körpereigenen Kompensationen – Hilfe zur Selbsthilfe – wird gelenkt und geleitet.

mals einhergehend mit KG-Übungsbehandlung Physiotherapie und Ergotherapie versorgt).

Insgesamt wurden die behandelten Kinder in Altersgruppen differenziert:

- 2. – 4. Lebensjahr = 84 Versorgungen;
- 5. – 10. Lebensjahr = 323 Versorgungen;

- 11. – 15. Lebensjahr = 175 Versorgungen;
- 16. – 18. Lebensjahr = 46 Versorgungen.

Anfertigung und Anpassung

Für die einzusetzenden sensomotorischen Fußbettungen werden in der Regel CAD-gefräste EVA-Materialien auf einer Trägerschicht verwendet.

Die Anfertigung erfolgt in einer für die Schwerpunktversorgung von Kindern ausgerichteten orthopädischen Werkstatt nach individuellen Vorgaben entsprechend der Diagnose und der Subjektivität der Patienten.

Im Rahmen der Fuß-Spezialsprechstunde werden die so erstellten sensomotorischen Fußbettungen den Patienten angepasst und ausgehändigt sowie die Wirkungsweise, soweit möglich, den Patienten und den Eltern erklärt.

Regelmäßige Kontrolluntersuchungen, Änderungen und Nachkorrekturen entsprechend des Beschwerdemusters, sowie etwaige Änderung bei Verschleiß des Belages oder der Oberflächenstruktur der Sensomotorischen Fußbettungen, werden dokumentiert und nach den Regeln einer qualifizierten Versorgung durchgeführt. Besonders hilfreich erweist sich hierbei der entworfene Anamnesebogen, in dem die Informationen schnell und übersichtlich zusammengefasst werden können.

Dieser Bogen wird standardisiert oder auf Wunsch den Krankenkassen vorgelegt und im Rahmen der Koordination der sogenannten Fuß-Spezialsprechstunde von Arzt und Orthopädie-Schuhmachermeister als Vorlage berücksichtigt.

Ergebnis

Bei den nun über 4 Jahre durchgeführten interdisziplinären Versorgungen der Kinderfüße ergab sich eine enge Zusammenarbeit zwischen Arzt und Orthopädie-Schuhmachermeister aufgrund der Spezifität der Sensomotorischen Fußbettungen und deren detaillierte Anamnese, Untersuchung, Befundung sowie der Einleitung der Therapie und Kontrolle.

Es konnte beim überwiegenden Teil der Patienten eine sehr gute Akzeptanz festgestellt werden. Der Verlauf der Fuß-Fehlstatik konnte wesentlich günstiger gestaltet und die Behandlungsdauer zum Teil erheblich verkürzt werden. Die sogenannten Rotationsfehlgangbilder konnten zu 84 Prozent innerhalb des ersten Jahres verbessert bzw. ganz behoben werden.

Der pes adductus, ohne Antivarusschuhe und/oder 3-Backen-Einlagen mit medialem Schnabel, wurde verbessert bzw. komplett behoben.

Die funktionellen Spitzfußgangbilder konnten in der Frühphase einer adäquaten Behandlung bei ca. 90 Prozent verbessert und bei ca. 50 Prozent der Patienten innerhalb des ersten

Jahres nach erfolgter Therapie komplett behoben werden.

Haltungsinsuffizienzen, sensomotorische Dysfunktionen und Haltungsschwächen konnten im Rahmen der Versorgung mit Sensomotorischen Fußbettungen ebenso gebessert werden wie Koordinations- und Wahrnehmungsstörungen.

Auch hierzu wurden immer wieder die Beurteilungen der Eltern, Pädagogen und Therapeuten mit erfasst.

Ebenso wurden Patienten mit prä-/postoperativen pes varus/valgus et adductus durch das Tragen von sensomotorischen Fußbettungen in ihrer Fußstatik verbessert.

Fazit

Demnach ergibt sich, dass das Tragen von Sensomotorischen Fußbettungen begleitet durch die Fuß-Spezialsprechstunde in Kooperation zwischen Arzt und Orthopädie-Schuhmachermeister eine erhebliche Besserung der pathologischen Strukturen innerhalb wesentlich kürzerer Zeitdauer erbringt. Nicht zuletzt konnten die in der fach-

5 Das Erasten der Korrekturfähigkeit und Sensibilität steht am Beginn einer sensomotorischen Fußbettversorgung.



orthopädischen Sprechstunde ermittelten Ergebnisse die Darstellungen der physiologischen orthopädischen Grundlagen der afferenzstimulierenden Einlagenversorgung (siehe u.a. Pfaff, Natrup/Fischer, Bernius, Hafkemeyer sowie Woltring) bestätigt werden. Im Rahmen der von uns durchgeführten Kinderversorgungen ist die Anwendung Sensomotorischer Fußbettungen demnach nicht mehr wegzudenken.]

● ● Anschrift der Verfasser:

*Dr.med.Udo Herberger
Facharzt für Orthopädie
u.spezielle Schmerztherapie
Martinistraße 79
49080 Osnabrück*

*Stephan Woltring
Orthopädie-Schuhmachermeister
Mettinger Straße 50
49479 Ibbenbüren*

Udo Herberger, Tino Sprekelmeyer:

Die Behandlung des habituellen Zehenspitzenanges mit sensomotorischen Fußbettungen

Zusammenfassung:

In einer retrospektiven Studie wurde die Therapie von 124 Kindern mit habituellem Zehenspitzenang mit sensomotorischen Fußbettungen untersucht. Der habituelle Zehenspitzenang ist definiert durch einen intermittierenden oder dauernden Zehenspitzenang bei normaler Beweglichkeit des oberen und unteren Sprunggelenkes, ohne jegliche kontrakte Situationen im Bereich der Wadenmuskulatur. Es darf weder eine Verkürzung der Achillessehne noch eine Verkürzung des Muskulus gastrocnemius oder Muskulus soleus vorliegen.

Bei der Auswertung der Daten zeigte sich, dass mit sensomotorischen Fußbettungen in verschiedenen Altersgruppen bei einem Großteil der Kinder relativ schnell eine Veränderung des Gangbildes erreicht werden konnte. Das mit Hilfe der Fußbettungen eingeübte Bewegungsmuster konnte nach einiger Zeit von den meisten Kindern auch ohne Hilfsmittel reproduziert werden.

Der habituelle Zehenspitzenang, auch idiopathischer Zehenspitzenang genannt, ist eine sogenannte Ganganomalie, bei der Kinder aus bisher nicht geklärten Ursachen den Zehenspitzenang einhalten, jedoch auch einen plantigraden Gang durchführen können. Das Gangphänomen, das man bei bis zu zehn Prozent bei Kindern ab dem dritten Lebensjahr antrifft, ist nicht zu unterschätzen. Nicht zuletzt können aus einer nicht behandelten und kontrollierten Ganganomalie aufwendig therapierbare Erkrankungen, wie zum Beispiel Achillessehnen- und Wadenmuskulaturverkürzungen, Dysbalance der Unterschenkel- und Oberschenkelmuskulatur, sowie Rückfußfehlformen entstehen, die anschließend in einer aufwändigen Therapie behandelt werden müssen.

Im Rahmen der Behandlungsstrategie finden sich sehr oft beunruhigte Eltern in der kinderorthopädischen Fachsprechstunde, die im Rahmen der Behandlung in kinderorthopädischen Zentren oftmals bereits mehrere Meinungen und Therapieverfahren mit Ihren Kindern im wahrsten Sinne des Wortes ausprobiert haben.

Insbesondere auch durch Fremdaufklärung in Kindergärten, Vor- und Grundschulen, sowie Diskussionen mit physiotherapeutischen und osteopathischen Kollegen, wird diese Verunsicherung der Eltern letztlich auch zu einer Unzufriedenheit mit erhöhtem Leidensdruck.

So ist es nicht verwunderlich, dass wir im Rahmen unserer kinderorthopädischen Fußsprechstunde oftmals Eltern antreffen, deren Kinder vorbehandelt wurden von Physiotherapeuten, Osteopathen, Orthopäden, Ergotherapeuten und anderen, oftmals nach einer Bagatellisierung des habituellen Zehenspitzenanges. Die häufig wiederkehrenden Aussagen des möglichen

Herauswachsens oder eines protrahierten Nihilismus (verlängerte Trotzphase) findet daher häufig bei den Eltern keinen guten Anklang.

Insbesondere muss der habituelle Zehenspitzenang einer ausgiebigen Untersuchung zugeführt werden, damit mögliche cerebralmotorischen und neuromuskulären Dysbalancen ausschließen sind. Daneben sollte eine gezielte Erfragung der Anamnese bezüglich des Geburts- und Schwangerschaftsverlaufes durchgeführt werden.

Innerhalb der fachorthopädischen Kindersprechstunde konnten in den Jahren 2008 bis 2011 (3 Jahre) insgesamt 124 Kinder unter der Diagnose



1 Für die Einlagenversorgungen wurden Scans der Füße angefertigt. Bis eine plantare Aufnahme möglich war, war vor allem bei den kleineren Kindern etwas Geduld nötig, bis der Fuß richtig auf dem Scanner stand.

Anschrift der Verfasser:

Dr. Udo Herberger
D. O., FA f. Orthopädie und
Unfallchirurgie, Kinderorthopädie
OSM Tino Sprekelmeyer
Institut für ganzheitliche Haltungs-
und Bewegungsdiagnostik
Martinstraße 79
49080 Osnabrück

eines habituellen Zehenspitzenanges als Ganganomalie, in eine andauernde Untersuchung und Beobachtung einbezogen werden.

Aufbau der Befragung und der retrospektiven Studie

Im Rahmen der Beurteilung und Beobachtung als retrospektive Studie wurden Kinder aufgenommen, deren Eltern ein sogenanntes habituelles Zehenspitzenangabild beschrieben. In der Definition fand sich demnach ein orthogrades, plantigrades Gangbild, ohne Zehenspitzenang im Rahmen der Untersuchung durch die behandelnden und untersuchenden Ärzte.

Das Zehenspitzenangabild wurde von den Eltern als intermittierend beschrieben. Nach Aufforderung zeigten die Kindern ein orthogrades, plantigrades Bewegungsmuster. Es bestanden demnach keinerlei Hinweise einer Funktions- und Bewegungseinschränkung des oberen oder unteren Sprung-

gelenkes. Die Dorsalextension und Plantarflexion konnte in dem physiologischen Bewegungsausmaß der Kinder gemessen werden.

In der Behandlung wurden alle Kinder mit individuell angefertigten sensomotorischen Einlagen versorgt. Im Rahmen der weiteren Beurteilung in den unten beschriebenen Abständen wurden die Eltern hinsichtlich der möglichen Besserung des Bewegungsmusters und des Gangbildes befragt. Hier mussten die Eltern zwischen dem Tragen der sensomotorischen Fußbettungen, dem Barfußgang oder dem üblichen Gang mit Schuhen differenzieren. Es besteht demnach die Differenzierung im Rahmen der Kontrolluntersuchung zwischen dem Gangbild mit sensomotorischen Fußbettungen und ohne sensomotorische Fußbettung.

Bei den 124 eingeschlossenen Kindern zeigte sich folgendes Altersspektrum:

4. – 5. Lebensjahr = 64 Kinder

6. – 7. Lebensjahr = 36 Kinder

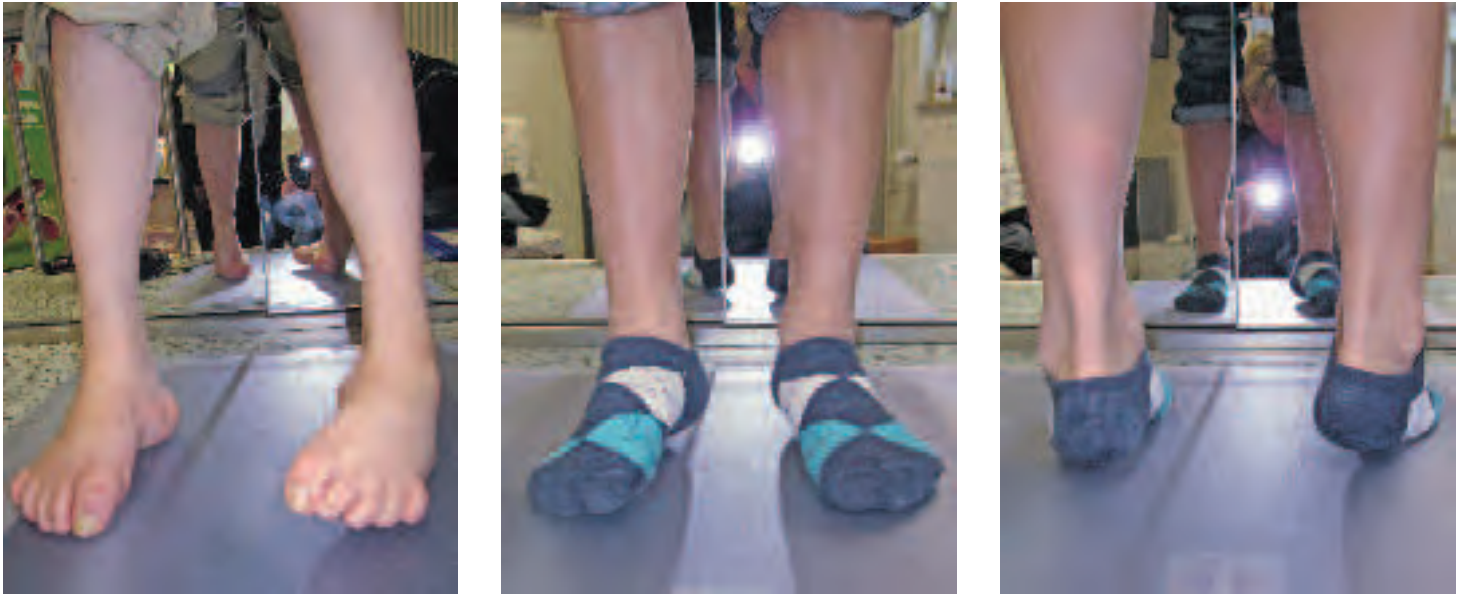
8. – 9. Lebensjahr = 20 Kinder

10. – 11. Lebensjahr = 4 Kinder

Innerhalb des Beobachtungszeitraumes von drei Jahren wurden die Kinder fachärztlich untersucht und ebenso von einem Orthopädienschuhmacher-Meister beurteilt. Hierbei wurden die Aussagen der Eltern im Hinblick auf Zehenspitzenang mit und ohne Fußbettungen bewertungspezifisch beurteilt und kontrolliert, ob ihre Aussagen mit der klinischen Untersuchung übereinstimmen.

Innerhalb des Beobachtungszeitraums wurden die Kinder in Begleitung ihrer Eltern nach folgendem Schema kontrolliert und untersucht: nach 6 Wochen, nach 12 Wochen, nach 6 Monaten, nach 12 Monaten, nach 18 Monaten, nach 24 Monaten, nach 36 Monaten.

Bei der Nachuntersuchung interessierte nicht nur, ob die sensomotorischen Einlagen beim Tragen wirken,



2 – 4 Aufnahmen vor dem Therapiebeginn. Erkennbar ist die Spitzfußstellung mit variierender Ferse sowie in diesem Fall eine Sichelfußkomponente.

sondern ob sich durch das Tragen der sensomotorischen Fußbettungen das Bewegungsmuster nachhaltig verändert, so dass die Bewegung – plantigrader und orthograde Fußaufsatz – auch ohne Hilfsmittel reproduziert werden kann. In den Tabellen 1 bis 4 wird deshalb bei den Nachuntersuchungen immer das Ergebnis für das klinische Bild mit und ohne Fußbettung angegeben.

Von den insgesamt 124 Kindern waren sechs Kinder nach drei Jahren aufgrund von Umzügen oder fehlenden Abmeldungen durch die Eltern nicht mehr kontaktierbar. Bis zu diesem Zeitpunkt waren jedoch diese sechs Kinder bereits nach maximal 24 Monaten beschwerdefrei beziehungsweise ohne Zehenspitzenengang behandelt worden.

Zusätzliche Untersuchungsparameter

Im Rahmen der Befragung der Eltern über den Geburtsverlauf, sowie der Bewertung durch einen dezierten Anamnesefragebogen fiel auf, dass 62 Kinder, also 50 Prozent, durch einen Kaiserschnitt zur Welt gekommen sind. 38 Kinder wurden mit einer Zange oder einem Forceps zur Welt gebracht. 22 Mütter verneinten ein Geburtstrauma, konnten sich aber auch nicht mehr genau an die Geburt erinnern. 16 dieser Mütter konnten sich jedoch auf ein Drücken auf den Bauch (kristeller Handgriff) erinnern. Sechs berichteten

über eine sogenannte normale Geburt. Zwei Kinder waren adoptiert, eine dezierte Aussage über den Geburtsverlauf war daher nicht möglich.

Ergebnisse

Im Rahmen der Beobachtung der uns vorgestellten Kinder mit habituellem Zehenspitzenengang fanden sich die meisten Kinder (64 Kinder) zwischen dem 4. und 5. Lebensjahr, die zweitgrößte Anzahl fand sich in der Altersgruppe 6. bis 7. Lebensjahr. Zwischen dem 8. und 9. Lebensjahr fanden sich noch zwanzig Kinder und in der Altersgruppe 10. und 11. Lebensjahr konnten vier Kinder mit in die Beobachtung eingebunden werden.

Insgesamt zeigt sich, dass in der Gruppe der jüngeren Kinder (4. – 5. Lebensjahr) bereits nach sechs Wochen 32 Kinder mit Fußbettungen orthograd und plantigrad gingen, bereits zwanzig konnten auch ohne Fußbettung im Schuh und im Barfußgang orthograd und plantigrad gehen. Nach zwölf Wochen stieg die Zahl auf 46 Kinder, die mit Fußbettungen orthograd und plantigrad gehen konnten. Immerhin 24 konnten ohne Fußbettung im Schuh und im Barfußgang plantigrad und orthograd gehen. Mehr als die Hälfte der Kinder (53 Kinder) verzeichneten nach sechs Monaten eine deutliche Befundbesserung. Bereits 28 konnten nach sechs Monaten ohne Fußbettung im Schuh plantigrad und

orthograd gehen, einschließlich im Barfußgang. Nach zwölf Monaten waren bereits 59 von 64 Kindern mit Fußbettungen orthograd versorgt, 38 Kinder waren bereits ohne Fußbettungen gut versorgt.

Nach 36 Monaten kam es durch die Fußbettungen zu einer Besserung bei 62 Kindern, 60 benötigten keine sensomotorischen Fußbettungen mehr. Bei zwei Kindern konnte weder mit noch ohne Fußbettung eine Befundbesserung beobachtet werden.

Ein ähnlicher Verlauf ergab sich bei der Lebensgruppe zwischen dem 6. und 7. Lebensjahr. Hier fand sich anfänglich nach sechs Wochen mit Fußbettungen eine Besserung bei 14 Kindern und bei zehn Kindern ohne Fußbettungen. Nach zwölf Wochen konnte bei 18 Kindern, also 50 Prozent, eine Befundbesserung mit Fußbettungen festgestellt werden; zwölf Kinder fanden sich bereits ohne Fußbettungen und im Barfußgang deutlich gebessert. Nach sechs Monaten waren 24 von 36 Kindern mit Fußbettungen gut versorgt, 18 benötigten keine Fußbettungen mehr. Nach zwölf Monaten fanden sich 28 Kinder im gut versorgten Zustand, 22 Kinder benötigten keine Fußbettungen mehr. Nach 18 und 24 Monaten ergab sich dann eine Besserung bei 30 beziehungsweise 32 Kindern; 26 beziehungsweise 28 Kinder benötigten keine Fußbettungen mehr.

Altersgruppe 4. – 5. Lebensjahr (64 Kinder)			
		Besserung	
		Gangbild mit Fußbettung	Gangbild ohne Fußbettung
nach	6 Wochen	32	20
	12 Wochen	46	24
	6 Monaten	53	28
	12 Monaten	59	38
	18 Monaten	60	40
	24 Monaten	62	54
	36 Monaten	62	60
2 Kinder ohne Besserung = 62 gebessert, 60 beschwerdefrei.			

Tabelle 1

Altersgruppe 6. – 7. Lebensjahr (36 Kinder)			
		Besserung	
		Gangbild mit Fußbettung	Gangbild ohne Fußbettung
nach	6 Wochen	14	10
	12 Wochen	18	12
	6 Monaten	24	18
	12 Monaten	28	22
	18 Monaten	30	26
	24 Monaten	32	28
	36 Monaten	36	34

Tabelle 2

In der Gruppe der 8- bis 9-Jährigen fanden sich zwanzig Kinder. Hier wurde nach sechs Wochen für sechs der Kinder eine deutliche Besserung mit Fußbettungen gesehen. Ohne Fußbettung und im Barfußgang zeigten sich zwei Kinder völlig beschwerdefrei. Nach zwölf Wochen fanden sich neun Kinder in der ersten Gruppe, fünf Kinder in der zweiten Gruppe.

Nach sechs Monaten konnte bei 16 Kindern mit Fußbettungen der Zehenspitzen gang nicht mehr nachgewiesen

werden. Es fand sich bei acht Kindern ohne Fußbettung eine freie Beweglichkeit orthograd und plantigrad. Nach zwölf Monaten waren 17 Kinder mit Fußbettungen und zehn Kinder ohne Fußbettungen asymptomatisch. Nach 24 Monaten zeigten sich zwanzig Kinder mit Fußbettungen und zwanzig Kinder auch bereits ohne Fußbettungen beschwerdefrei. Nach 36 Monaten fanden sich zwanzig Kinder mit deutlicher Befundbesserung und zwanzig Kinder mit Beschwerdefreiheit.

bei orthogradem und plantigradem Gehen.

Abschließende Beurteilung

Mit der Anpassung und Kontrolle sensorimotorischer Fußbettungen zeigt sich eine schnelle und suffiziente Änderung des Gangbildes im Sinne eines plantigraden und orthograden Gangbildes bei vorherigen habituellen Zehenspitzenläufen.

Es muss eindeutig festgestellt werden, dass im Rahmen der Beurteilung

Altersgruppe 8. – 9. Lebensjahr (20 Kinder)			
		Besserung	
		Gangbild mit Fußbettung	Gangbild ohne Fußbettung
nach	6 Wochen	6	2
	12 Wochen	9	5
	6 Monaten	16	8
	12 Monaten	17	10
	18 Monaten	19	14
	24 Monaten	20	20
	36 Monaten	20	20

Tabelle 3

Altersgruppe 10. – 11. Lebensjahr (4 Kinder)			
		Besserung	
		Gangbild mit Fußbettung	Gangbild bereits ohne Fußbettung
nach	6 Wochen	2	0
	12 Wochen	2	0
	6 Monaten	3	1
	12 Monaten	3	1
	18 Monaten	3	3
	24 Monaten	4	3
	36 Monaten	4	3

Tabelle 4

die Nomenklatur und Terminologie oftmals eine irreführende Darstellung bezüglich des habituellen Zehenspitzenläufers erstellt wird.

Die klare Definition des habituellen Zehenspitzenläufers ist demnach ein intermittierender oder dauernder Zehenspitzenengang bei normaler Beweglichkeit des oberen und unteren Sprunggelenkes, ohne jegliche kontrakte Situationen im Bereich der Wadenmuskulatur, ohne so genannte Triggerpunkte. Es besteht demnach weder eine Verkürzung der Achillessehne noch eine Verkürzung des Muskulus gastrocnemius oder Muskulus soleus. Kontrakte Zehenspitzenläufer oder funktions- und bewegungseingeschränkte Zehenspitzenläufer wurden daher bewusst nicht in die Studie des habituellen Zehenspitzenläufers aufgenommen.

Im Rahmen der Beurteilung diverser Veröffentlichungen ist dieses oftmals als irreführend zu beurteilen, da hier Therapieverfahren wie die Botulinumtoxin-Injektionen beschrieben werden.

Habituelle Zehenspitzenläufer partizipieren sicherlich nicht an Botulinumtoxin-Injektionen oder Lagerungsschienen im Sinne eines Quengelverfahrens, da diese bei

dieser Indikation völlig überflüssig sind. Aus diesem Grunde gehen wir davon aus, dass auch im Rahmen der häufig anzutreffenden Geburtskomplikation wie Sectio oder Zangengeburt hier durchaus eine zentralmotorische Funktionsstörung zu diskutieren ist.

Wir können diesbezüglich seit vielen Jahren beobachten, dass die Zehenspitzenläufer durchaus mit dem Zehenspitzenengang eine erhöhte Spannung in ihre Sensomotorik einbringen. Damit können durch die Versorgung

der habituellen Zehenspitzenläufer mit sensomotorischen Fußbettungen sehr gute Ergebnisse erzielt werden. Dieses Behandlungskonzept ist daher aus einer speziellen Kinder-Fuß-Sprechstunde nicht mehr wegzudenken. Diskussionen über ein „Herauswachsen“ finden in unserer Praxis nicht mehr statt. Auffällig war hierbei der Verlauf der jüngeren Zehenspitzenläufer. Bereits nach sechs bis zwölf Wochen zeigte sich eine sehr gute Verbesserung des Gangbildes. ■



5 und 6 Fußstellung vor der Versorgung und auf den sensomotorischen Einlagen. Für die Korrektur sorgen in erster Linie die laterale Pelotte im Rückfuß und der Zehensteg vor den Mittelfußköpfchen.

Propriozeptive Einlagen für Spastiker

Lothar Jahrling: *Bei der Versorgung von Kindern mit spastischen Lähmungen bietet das sensomotorische System des Körpers neue Ansatzpunkte, das Gangbild und Koordination dieser Kinder zu verbessern. Im Folgenden wird ein Orthesenkonzept vorgestellt, das sowohl statisch-biomechanisch als auch propriozeptiv wirkt.*

Es gab eine Zeit, da haben wir Orthopädienschuhmacher vor allem auf die Form des Fußes geachtet, die es zu korrigieren oder zu stützen galt. Dabei haben wir allzu oft – gedanklich – den Fuß oberhalb des Sprunggelenks abgeschnitten. Welche Auswirkungen unsere Arbeit auf das Gangbild des Menschen hat, trat erst in den letzten Jahren in den Mittelpunkt unseres Interesses. Heute müssen wir uns die Frage stellen, ob wir über die Funktion des menschlichen Bewegungsapparates ausreichend nachgedacht haben. Die Frage ist, ob statisch gedachte Produkte dem dynamischen Bewegungsablauf des Menschen gerecht werden können. Anhand der Versorgung von Spastikern soll dies verdeutlicht werden.

Anstoß kam von der Physiotherapie

Den Anstoß, über neue Arten der Einlagenversorgung nachzudenken, erhielt ich von der Kinderklinik der Universität Gießen. Die Physiotherapeuten beschwerten sich über unsere Einlagen, die nach allgemein anerkannter Technik hergestellt worden waren. Eine Reihenuntersuchung bei auffälligen Knick-Senkfüßen hatte ergeben, dass die mit

Einlagen versorgten Kinder schlechtere Füße hatten als die unversorgten. Trotzdem wollten die Physiotherapeuten, dass wir Einlagen machen, da die Füße mit Physiotherapie alleine nicht zu behandeln waren.

So fing ich an, mich mit ihren Vorstellungen zur Einlagenversorgung auseinander zu setzen und in positiver Weise mit ihnen zu streiten. Das Wort Propriozeption kannte ich damals noch nicht.

Die Physiotherapeuten luden mich zu ihren Fortbildungen ein, und dort stellte sich heraus, dass unsere Berufe offensichtlich unterschiedliche Sprachen haben. Mir fiel schwer zu verstehen, was sie überhaupt von mir wollten. Dann hatte ich Kontakt zu Dr. Peter Schick aus Mainz, der viel mit spastisch gelähmten Kindern arbeitet. Er zeigte mir, wie er die Füße dieser Kinder entspannt. Dort, wo er mit seinem Daumen hindrückte, habe ich Erhöhungen in die Einlagen gebaut. Er sagte mir, was er sich vorstellt, ich habe versucht es umzusetzen. Und es funktionierte.

Offensichtlich gab es noch mehr, was unseren Gang beeinflusst als Statik und Biomechanik. Dies war der Ausgangspunkt, mich intensiv mit dem autonomen, sensomotorischen Informationssystem in unserem Körper zu befassen.

Die Möglichkeiten erkennen

Alles in unserem Körper ist Information. Wir bewegen den Zeigefinger und müssen nicht darüber nachdenken, welchen Muskel wir dafür benutzen müssen. Wir haben es als Babys entdeckt, wiederholt und automatisiert. Ein weiteres Beispiel beschreibt ein sogenanntes propriozeptives Schmerzmuster. Wenn wir barfuß auf einen spitzen Stein treten, wird sofort ein komplexes System in Gang gesetzt. Wir unterbrechen augenblicklich unser Gangbild. Unser Fuß verformt sich, versucht dem Schmerz auszuweichen, und gleichzeitig reagieren alle Gliedmaßen beziehungsweise die Muskulatur, um trotz dieser Störung die Balance zu halten und nicht zu stürzen. Ein Reiz am Fuß wirkt auf den ganzen Körper.

2 Mediale und laterale Information.



3 Die fertige Orthese, noch ohne Bezug.



Wenn wir Kinder mit spastischen Lähmungen versorgen, müssen wir uns zunächst mit den Defiziten dieser Kinder, aber auch mit ihren Fähigkeiten auseinandersetzen. Was fehlt? Spastiker hatten durch ihre Behinderung nicht die Gelegenheit, ein natürliches Bewegungsmuster zu entdecken, zu erlernen und zu automatisieren. Auf der anderen Seite ist die Sensorik intakt, alle propriozeptiven Bahnungen sind offen.

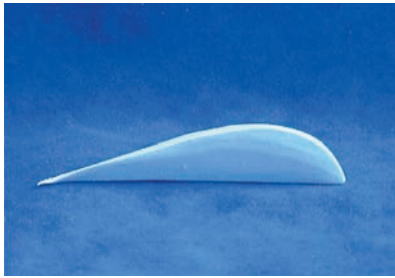
Unser Ziel in der Therapie ist es, diesen Kindern zu zeigen, wie natürliche Bewegung funktioniert, indem wir diese Bewegungsmuster simulieren. Das Kind muss diese Muster, im Rahmen seiner Möglichkeiten, entdecken und automatisieren können. Hierzu trägt einerseits die Physiotherapie bei sowie die Orthesenversorgung durch die Orthopädienschuhtechnik.

Orthesenversorgung

Wenn man sich unsere Orthesen ansieht, könnte man sagen, das haben wir alles



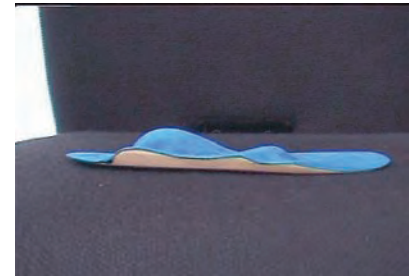
1 Das Element für die laterale Information.



4 Das Element für die mediale Information.



5 Die fertige Orthese von lateral gesehen.



6 Bezogene Orthese von lateral.

schon gehabt, zum Beispiel die Aufrichtung des Längsgewölbes. Wir wollen statisch die Position simulieren, die der Fuß natürlicherweise hat. Biomechanisch müssen wir deshalb die Positionen der einzelnen Fußregionen zueinander richtig bewerten. Wann kommt die Ferse auf? Wie sollte sie normalerweise aufkommen? Wie stellen sich die Hebelarme während der Abstoßphase dar? Wir machen also das, was viele Orthopädienschuhmacher in der Sportversorgung seit langer Zeit machen; wir bewerten Bewegungsmuster aus biomechanischer Perspektive.

Das Simulieren natürlicher Bewegungsmuster heißt für uns, die richtigen Hebelarme zu setzen, die Pufferung an die richtige Stelle zu bauen, so dass der Fuß ohne viel Kraftaufwand abwickeln kann. Der nächste Schritt ist propriozeptiv. Die hier vorgestellte Orthese besteht, grob gesagt, aus vier unterschiedlichen Informationen.

Mediale Information

Bei der medialen Information geht es um die Aufrichtung des spastischen Plattfußes. Durch den Plattfuß haben wir medial einen verlängerten Hebelarm im Vorfuß und einen verlängerten Hebelarm lateral im Rückfuß. Der Rückfuß wird rein statisch aufgerichtet und damit auch das Längsgewölbe. Wir holen die Ferse aus der Valgusstellung und verkürzen so den hinteren Hebelarm. Durch die Aufrichtung des Längsgewölbes verkürzen wir auch den vorderen Hebelarm. Stellen wir die Position der Knochen im Fuß richtig zueinander, haben wir die Voraussetzung für den weiteren Bewegungsablauf geschaffen.

Die mediale Erhöhung/Abstützung wirkt auch propriozeptiv. Der höchste Punkt der Aufrichtung ist unter dem sustentaculum tali. Diese Erhöhung spricht die Sensoren der Tibialisgruppe an. Medial läuft der M. tibialis posterior entlang. Und an der Sehnenscheide sind die

propriozeptiven Nervenendungen. Dadurch ist der Kontakt zum Boden etwas eher hergestellt. Bevor der Fuß ganz auf den Boden kommt, werden somit die Muskeln dort schon stimuliert. Dies wirkt sich auch auf den Muskelbauch aus. So werden beim M. Tibialis posterior Ursprung und Ansatz näher zueinander gebracht. Die Nervenenden im Muskelbauch sind so eingestellt, dass sie eine ganz bestimmte Spannung halten.

Das Bewegungsmuster des Spastikers ist eingestellt auf eine längere Sehnenstreckung. Verkürze ich Ansatz und Ursprung des Muskels, bedeutet dies für diesen propriozeptiven Sensor, dass die Spannung noch nicht erreicht ist. Das heißt, er muss nacharbeiten beziehungsweise nachstellen. Durch die Verkürzung der Sehnenstrecke gebe ich diesem Muskel den Reiz, sich stärker zu aktivieren. Er darf die Information, dass keine Aktivität mehr erforderlich ist, nicht zu früh weitergeben.

Durch die natürliche Position der Fußwurzelknochen wird ein natürliches Bewusstsein für den Fuß geliefert. Wenn ich es schaffe, den Rückfuß in die richtige Position zu bringen, habe ich ein natürliches Bewusstsein hergestellt. Die Muskelbäuche, die an der Fußsohle entlang laufen, bleiben frei zur Aktion.

Laterale Information

Auch die Aufrichtung des Rückfußes auf der lateralen Seite wirkt sowohl statisch-biomechanisch als auch propriozeptiv. Der Propriozeptionspunkt lateral ist niedriger als auf der medialen Seite und stimuliert den Steigbügel. Zur Aufrichtung des Rückfußes haben wir die M. tibialis posterior und anterior sowie auf der lateralen Seite den M. peronäus longus, der unten entlang läuft und sich im Pfannenband mit dem M. tibialis posterior zum Steigbügel verbindet. Überall dort, wo die Sehnen an der Fußsohle



Fallbeispiel 1

Christoph hatte einen spastischen Spitzfuß. Der Einbeinstand war nicht möglich, ebenso wenig wie der Fersengang oder das Hüpfen. Die Feinmotorik der Hände bereitete ihm große Mühe. Insgesamt hatte er eine schlechte Koordination. Durch die Orthese konnten wir innerhalb kurzer Zeit eine Verbesserung in allen Bereichen erzielen. Durch die Orthese wurde, wie es die Anthroposophen ausdrücken, eine bessere „Erdung“ erreicht. Das setzte Ressourcen frei. Er konnte sich um andere Dinge kümmern, statt während des Gehens immer nur auf seine Füße und Hände zu achten, um ein Stolpern und Fallen zu vermeiden. Er konnte sich allgemein besser konzentrieren und seine schulische Leistungen verbessern sich.



Fallbeispiel 2

Die Zehen 4 und 5 waren spastisch, sonst war alles in Ordnung. Bei der Gestaltung des Zehenstegs habe ich versucht, mich auf die Informationen zu beschränken, die dieses Kind braucht. Nach einer Woche rief die Physiotherapeutin an und sagte, dass sich die Zehen normalisiert haben.



Fallbeispiel 3

Sebastian ist ein ICP-Kind mit starker X-Bein-Stellung. Der Rückfuß ist stark valgisiert. Er hatte ein stark innenrotiertes, ataktisches Gangbild. Während des Gehens konnte er sich nicht mit anderen Dingen beschäftigen. Hier gestaltete sich die Versorgung besonders schwierig, und es brauchte einige Fehlversuche bis zum Erfolg. Ich wollte ihm durch eine lateral ganz weit nach vorne gezogene Sohlenrolle die Information geben, dass es schwieriger ist, über den Außenrand abzuwickeln. Aber das Ergebnis mit dieser Rolle war nicht befriedigend. Ich glaube nicht, dass sie irgendwelche sensomotorischen Wirkungen hatte. Durch die Versteifung der Sohle habe ich eher die Bewegung eingeschränkt. Durch die fehlende Bewegung hat der Fuß auch keine positiven Informationen erhalten. Man muss dem Fuß die Freiheit geben, Bewegung zu entdecken und zu automatisieren. Als Lösung des Problems wurde die Orthese im medialen Bereich erhöht. Eine Nachkontrolle nach vier Monaten zeigte, dass sich die Spitzfußstellung deutlich gebessert hatte. Sebastian konnte sich jetzt während des Gehens auch mit anderen Dingen beschäftigen und zum Beispiel einen Ball werfen.



entlang laufen, stelle ich gedanklich die Verbindung zu den Funktionen der einzelnen Muskeln her. Uns stehen nur die Bodenreaktionskräfte zur Verfügung, nur an der Fußsohle kann ich mit meiner Einlage ansetzen. Nur die Fußsohle ist in der Lage, den Druck durch die propriozeptiven Elemente aufzunehmen. Druck von der Seite würde schon nach kurzer Zeit zu Schmerzen führen.

Die laterale Anhebung des Fußes bildet gleichzeitig das Widerlager für die mediale Stütze. Somit wird der Calcaneus in der Mitte positioniert und der Fuß wird zwischen Auftritts- und Standphase geführt. Wenn der Fuß in Spitzfußstellung aufkommt, habe ich natürlich nicht diesen Effekt. Das spielt aber zunächst keine Rolle. Ich simuliere, wie der Fuß normalerweise aufkommen sollte. Dadurch kann

der Patient dieses Bewegungsmuster entdecken und später automatisieren.

Wichtig bei dieser Art der Orthesenversorgung ist zu wissen, an welchen Stellen man den Fuß anheben oder stimulieren darf. Das muss man lernen. Wird zum Beispiel die Plantaraponeurose stimuliert, spannen wir jene Muskulatur zusätzlich an, die beim Spastiker sowieso schon unter Hochspannung steht und nicht unter Kontrolle ist. Sie muss freigelegt werden beziehungsweise frei bleiben.

Die Muskelbäuche müssen generell frei bleiben, egal ob es sich um spastisch gelähmte Menschen oder Sportler handelt. Sie sind der aktive Teil der Bewegung. Wenn wir sie behindern, verhindern wir natürliche Bewegungsmuster und deren Automatisierung.

Wenn ich die Sehnen hinter den Mittelfußköpfchen II und III drücke, erhöhe ich deren Vorspannung und gebe der Wadenmuskulatur das Signal, sich zu entspannen. Dort muss ich auch in der Versorgung ansetzen. Rücke ich mit der Erhöhung zu weit nach hinten, treffe ich die Muskelbäuche. Das verursacht Schmerzen und gibt die falsche Information.

Ich weiß auch, dass ich durch die laterale Anhebung über die Muskelkette zu den Adduktoren hin die Hüfte stabilisieren kann.

Das tiefer legen des Großzehen-Grundgelenks ist wichtig für die Verkürzung des medialen Hebelarms. Sonst würde die Innenrotation des Fußes verstärkt. Wenn der Hebelarm zu lang ist, gerät der Fuß in der Abstoßphase in eine Supinationsstellung.

Zehensteg

Der erste Griff, den ich mache, wenn ich mit spastischen Lähmungen zu tun habe, gilt den Zehenbeeren. Sie versuche ich zu strecken, denn deren Dehnung bedeutet eine Vorspannung für die rückwärtige Muskulatur und dadurch die Entspannung. Wenn ich die Zehen nehme und sie nach vorne ziehe, dann dehne ich die plantare Muskelfläche und gebe ihr den Reiz, sich zu entspannen. Manchmal reicht allein dieser Griff schon aus zur Lockerung des Fußes. Wenn dies dort möglich ist, ist die Wahrscheinlichkeit hoch, dass die Orthesenversorgung einen positiven Effekt hat.

Der Zehensteg streckt die Zehen. Mit ihm versuche ich, so viel Kontakt wie möglich zu den Zehenbeeren zu schaffen. Die Zehenbeeren setzen weit vorne auf. Ganz kurz dahinter befindet sich der höchste Punkt des Zehenstegs. Das

●● Je leichter die Spastik, desto größer die Wirkung

Die Wirkung der in diesem Beitrag vorgestellten Einlagen für Kinder mit spastischer Lähmung wurde 1999 im Rahmen einer Doktorarbeit an der Universität Gießen untersucht. Im Rahmen dieser ersten orientierenden Studie wurden die von den Eltern und Kindern selbst erfahrenen Veränderungen durch die Einlagen systematisch erfasst. An alle 1996/97 behandelten Patienten wurde ein Fragebogen verschickt. 119 Fragebogen kamen zurück. 70 davon betrafen Kinder mit spastischer Lähmung, 8 hatten einen gewohnheitsmäßigen Zehengang und 41 andere Fußfehlstellungen. Die hier präsentierte Auswertung bezieht sich nur auf die Kinder mit spastischer Lähmung und gewohnheitsmäßigem Zehengang.

Die Untersuchung konzentrierte sich dabei auf folgende Fragestellungen:

- Haben die Einlagen überhaupt eine Wirkung – wenn ja, welche?
- Wem helfen sie, wem nicht?

- Bleibt der Gang dauerhaft besser?

- Wenn die Behandlung abgebrochen wird, welches sind die Gründe dafür?

Bei der Bewertung der Gangverbesserung wurde unterschieden, ob der Gang sicherer und geradliniger wurde und ob das Kind weniger auf den Zehen und mehr auf dem ganzen Fuß läuft. Wenn eine dieser Fragen mit ja beantwortet wurde, galt das in der Bewertung als Gangverbesserung. Danach zeigten – nach Einschätzung der Eltern – über 80 Prozent der Kinder ein verbessertes Gangbild. Bei den gewohnheitsmäßigen Zehengängern hatte sich das Gangbild bei allen Kindern gebessert. Zur Beantwortung der Frage, bei welchen Versorgungsmöglichkeiten die Einlagen den größten Erfolg versprechen, wurde die Spastik der Kinder in vier unterschiedliche Grade eingeteilt.

1. Kind setzt mit der Ferse zuerst auf oder setzt den ganzen Fuß gleichzeitig auf
2. Kind setzt den Vorfuß zuerst auf, dann folgt der ganze Fuß

3. Kind tritt nur mit dem Vorfuß auf, kann aber auf dem ganzen Fuß stehen
4. Kind tritt beim Gehen und Stehen nur mit dem Vorfuß auf

Die Ergebnisse sind in Tabelle 1 zusammengefasst. Es ist deutlich zu sehen: je geringer die Spastik ausgeprägt ist, desto besser ist der Therapieerfolg, sowohl im allgemeinen Gangbild als auch beim Zehengang. Je selbst-

ständiger die Kinder sind, desto wirksamer die Therapie. Dies zeigt sich, wenn man zwischen den Kindern unterscheidet, die alleine oder nur mit Hilfe laufen können. Bei Kindern, die alleine laufen können, war der Erfolg wesentlich größer.

Welche Langzeitwirkungen haben die Einlagen? Können die Kinder durch die propriozeptive Stimulierung neue Bewegungsmuster erlernen und übernehmen oder bestehen die Verbesserungen nur, solange das Kind die Einlagen trägt? 75 Prozent der gewohnheitsmäßigen Zehengänger zeigten auch ohne Einlagen ein verbessertes Gangbild, was darauf hin deutet, dass sie mit ihrem intakten Nerven- und Informationssystem neue Bewegungsmuster besser übernehmen können, ohne eine dauerhafte Stimulation nötig zu haben. Die meisten spastischen Kinder benötigten die Einlagen jedoch ständig.

Bei 17 Prozent (12 Kinder) der Patienten mit Zerebralparese und 25 Prozent (2 Kinder) der habituellen Zehengänger wurde die Therapie abgebrochen. Bei 5 Kindern zeigten die Einlagen nach Aussage der Eltern keine Wirkung. Zwei Kinder hatten Schmerzen in den Füßen, drei fanden keine passenden Sommerschuhe und bei dreien ließ die Wirkung nach.

Von den meisten Kindern wurden die Einlagen akzeptiert. Nur jedes 5. Kind trug sie ungerne oder lehnte sie ab.

Aufgrund der Befragung kommt die Studie zu folgendem Schluss: je besser die motorischen und sensiblen Muster sind, desto größer ist die Aussicht auf Erfolg. Gerade für Störungen wie idiopathischen Zehengang und leichtere Spastikformen sei die Therapie mit propriozeptiven Einlagen gut geeignet. be

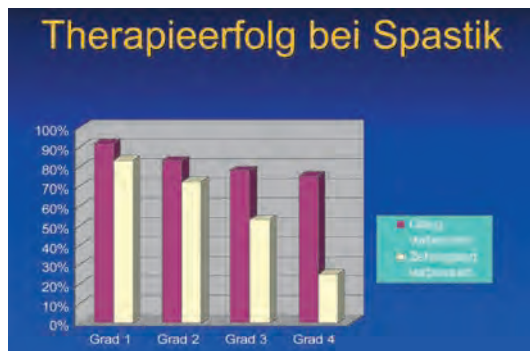


Tabelle 1

hat folgenden Grund: Die Zehen schieben in der Abstoßphase nach vorne. Wenn der Zehensteg zu weit hinten sitzt, drücken die Mittelfußköpfchen darauf und das erzeugt Schmerzen.

Der Zehensteg hat noch eine andere Aufgabe. Die Zehenbeeren haben sehr viele Nervenendungen, die uns die Koordination im Stand und im Gang ermöglichen. Sie sagen uns genau, wo wir uns befinden. Das ist wichtig, da viele Spastiker schon Probleme mit dem Sehen haben und ihnen somit die Orientierung im Raum erschwert ist.

Die Herstellung der Orthesen erfordert einige Erfahrung, die wir mittlerweile in Seminaren weitergeben. Die Fertigung mit den einzelnen Informationselementen wurde bei uns in den er-

sten Jahren in Handarbeit, vorzugsweise an der Schleifmaschine gemacht. Da dies aber vor allem bei kleineren Schuhgrößen sehr zeitaufwändig und schwierig ist, sind wir dazu übergegangen, sie am Computer zu gestalten und über eine Fräsmaschine zu fertigen.

Damit diese Orthesen wirken können, ist es wichtig, Schuhwerk zu tragen, das genügend Volumen besitzt, die Orthesen aufzunehmen. Die Beschäftigung mit den Anforderungen an einen optimalen Schuh führte gemeinsam mit OSM Peter Vierbaum, Gummersbach, zur Entwicklung eines eigenen Orthesen-schuhs. Er ist konfektioniert in drei Weiten erhältlich, verfügt über einen großen Innenraum und einen weiten Einstieg. Zusätzlich ist es möglich, die

Modelle auch über einen individuellen Leisten zu arbeiten.

Durch die Nutzung der Propriozeption wird die klassische Orthopädienschuhtechnik nicht überflüssig. Die Kenntnisse der Statik und Biomechanik sind weiterhin grundlegende Pfeiler unserer Arbeit, wie auch die vorgestellte Versorgung gezeigt hat. Die Propriozeption öffnet ein neues Fenster in der Versorgung, das unsere Möglichkeiten erweitert, wenn wir es gezielt und indikationsgerecht nutzen.]

●● Anschrift des Verfassers:

OSM Lothar Jahrling
Bleichstraße 35
35390 Gießen

Sensomotorische Einlagen für Kinder

Thomas Mandel, Lothar Jahrling: *Kinder, die in der motorischen und sprachlichen Entwicklung Probleme haben, weisen häufig auch Fußprobleme auf. Bei der Versorgung von über 300 Kindern mit sensomotorisch wirkenden Einlagen zeigte sich, dass sie nicht nur die Fußfehlform korrigieren können, sondern auch den Muskeltonus und die Körperwahrnehmung der Kinder verbessern und deren Aufmerksamkeitsspanne verlängern.*

Seit nunmehr vier Jahren führen wir gemeinsame Untersuchungen an Kindern und Jugendlichen durch, die auffällige oder pathologische Fußformen zeigen. Oft bestehen insbesondere bei den Kindern zusätzliche Probleme hinsichtlich der motorischen oder sprachlichen Entwicklung (Retardierung) oder der körpereigenen Wahrnehmung (Propriozeption) und Konzentrations beziehungsweise Aufmerksamkeitsfokussierung.

In der Literatur finden sich zunehmend Berichte, die auf eine Zunahme von auffälligen und pathologischen Fußformen hinweisen. Auch wird über eine Zunahme der Haltungsschwächen am Fußskelett berichtet, die konsequent zu Fehlbelastungen an der Wirbelsäule und damit zu Rückenschmerzen

führen. Rückenschmerzen sind derzeit ein häufiger Grund für Arbeitsunfähigkeit insbesondere wenn sie chronisch auftreten.

Die Entwicklung der Fußhaltung beginnt im Kleinkindalter mit der zunehmenden Vertikalierung und Lokomotion des Kindes; durch den Muskelaufbau wird das Fußgewölbe ausgebildet.

Im Kleinkindalter dominiert der physiologische Knick-Senk-Fuß, der aus einer verstärkten Innenrotation der Beinachsen mit Fersenvalgisierung und Abflachung des Fußgewölbes resultiert.

Mit dem Schulalter ist bei zunehmender Geradstellung der Beinachsen das physiologische Fußgewölbe ausgebildet.

Voraussetzung für diese physiologische Entwicklung ist eine Muskeltonus-Balance, eine gute Propriozeption und auch ein entsprechendes Training der Muskulatur. Infolge zivilisatorischer Einflüsse, wie dem frühzeitigen Tragen von Schuhen, die zum Teil durch modische Aspekte unphysiologisch konstruiert sind, wird das muskuläre System des Fußes unzureichend trainiert und die Fußentwicklung wird negativ beeinflusst. Treten zusätzliche neurologische Probleme, wie eine gestörte Motorik bei Cerebralparesen,

muskuläre Hypotonie bei Chromosomenanomalien oder Retardierungen auf, ist die Fehlentwicklung des Fußes determiniert (vorbestimmt).

„Alltägliche“ Therapie statt Einzelbehandlung

Die Füße des Menschen stellen ein propriozeptives und motorisches System dar. Sie ermöglichen die aufrechte Körperhaltung durch Perzeption des Muskeltonus und die Lokomotion durch die Muskelkontraktion. Ausgehend von den Arbeiten A. Jean Ayres, einer amerikanischen Neurophysiologin, die bei bewegungsbehinderten Kindern eine gestörte Perzeption feststellte, sogenannte Wahrnehmungsstörungen, erschien uns die Förderung dieser Patientengruppe wichtig, da sich bei diesen Patienten oft auch Fußfehlformen finden lassen.

Wichtig war uns, dass diese Förderung beziehungsweise Therapie nicht punktuell wie zum Beispiel in der ergotherapeutischen oder krankengymnastischen Einzelbehandlung, sondern „alltäglich“ erfolgen sollte.

Über den Zeitraum von 4 Jahren haben wir nun insgesamt 315 Kinder und Jugendliche gemeinsam untersucht, die in der kinder- beziehungsweise jugendärztlichen Sprechstunde durch Fußfehlstellungen und/oder muskuläre Hypotonie beziehungsweise Wahrnehmungsstörungen auffielen.

Die Untersuchungen erfolgten vornehmlich während der Vorsorgeuntersuchungen U7 (2. Lebensjahr), U8 (4. Lebensjahr), U9 (5. – 6. Lebensjahr) und U 10 (11. – 12. Lebensjahr). Alle Patienten, deren Fußbefund in der ärztlichen Untersuchung als auffällig oder pathologisch diagnostiziert wurde, wurden in einer gesonderten Sprechstunde gemeinsam mit dem Orthopädienschuhtechniker untersucht.

Bei dieser gemeinsamen Untersuchung wird durch den Orthopädienschuhtechniker ein Fußabdruck angefertigt und auf dieser Grundlage dann die optimale therapeutische Intervention festgelegt.



Beispiel für die Verbesserung der Fußform durch das Tragen sensomotorischer Einlagen; links der ursprüngliche Zustand, rechts der Zustand nach einem Jahr.

Von diesen 315 Kindern/Jugendlichen konnten 285 mit propriozeptiv wirkenden Fußbettungen versorgt werden.

Verbesserte Fußstellung und verbesserte Körperwahrnehmung

Die Diagnosen unterschieden sich je nach Alter der Patienten in pathologische Knick-Senk-Füße und Pes planus bei der Altersgruppe 4 – 7 Jahre, bei hypotonen und bewegungsbehinderten Patienten (Cerebralparese, chromosomale Syndrome) sowie Patienten mit ehemaliger Hüftdysplasie oder Hüftreifungsverzögerung zusätzlich eine residuale Pes adductus-Haltung.

In der Altersgruppe 7 – 14 Jahre dominierte die Diagnose eines Pes planus, seltener fanden sich hier Knick-Senkfüße. 30 Patienten wurden beziehungsweise konnten nicht mit Fußbettungen versorgt werden, da die Eltern diese Therapie ablehnten oder die Patienten die verordneten Fußbettungen nicht abholten. Die Patienten tolerierten die Fußbettungen nach einer kurzen Eingewöhnungszeit von ca. 14 Tagen sehr gut. Bei 2 Patienten mussten die Fußbettungen infolge auftretender Druckstellen verändert werden. Alle Patienten wurden 3 – 5 Wochen nach Anpassung der Fußbettungen erneut klinisch kontrolliert. Sie wurden gebeten, die Einlagen bei einem Wechsel der Schuhgröße erneut kontrollieren zu lassen.

Eine weitere klinische Kontrolle mit dem Orthopädienschuhtechniker erfolgte 7 – 9 Monate nach Erstversorgung, dabei wurde erneut ein Abdruck angefertigt. Hier zeigte sich in allen Fällen eine Verbesserung der Fußform. Bei 3 Patienten konnte die Therapie bereits zu diesem Zeitpunkt beendet werden (residuale Pes adductus Haltung).

Neben der verbesserten Fußstellung/-haltung zeigte sich bei den motorisch und sprachlich retardierten Kindern bei der neurologisch – neuropsychologischen Untersuchung eine Verbesserung des Muskeltonus, eine verbesserte Körperwahrnehmung und eine verlängerte

Aufmerksamkeitsspanne. Bei einem Patienten konnte eine ergotherapeutische logopädische Therapie bei Stottern, Dyslalie und Aufmerksamkeitsfokussierungsstörung beendet werden.

Insgesamt zeigten sich die propriozeptiv wirkenden Fußbettungen bei der Indikationsstellung pathologische

Sensomotorik erfordert Fingerspitzengefühl

Die meisten Kinder, die wir gemeinsam behandeln, sind hypoton, das heißt sie haben eine schlaaffe Körperhaltung. Die Schultern hängen nach unten, der Rücken ist gekrümmt. Meist liegt auch ein Knick-Senkfuß vor. Diese Kinder stimulieren wir, indem wir den Steigbügel informieren, das heißt den M. tibialis posterior und anterior sowie lateral die Peronäusgruppe. Wenn diese durch die Einlagenversorgung Bodenkontakt bekommen, dann können die plantaren Kräfte reflektorisch wirken. Über die Muskelkette erfolgt eine bessere Aufrichtung und dadurch eine verbesserte Körperhaltung.

Die gesamten Muskelbäuche an der Fußsohle müssen dabei frei von Druck bleiben, nur die Sehnenzüge oder die Sehnnenscheiden dürfen stimuliert werden, dort wo die sogenannten offenen Mechanorezeptoren liegen, die zu einem reflektorischen Reiz führen. Um zu testen, wie das Kind auf solche Reize reagiert, nehme ich den Fuß in die Hand und taste ihn ab. Ich prüfe, ob er eher weich oder fest ist. Bei empfindlichen Kindern darf man nicht zu starke Reize setzen, sondern muss sehr vorsichtig und zurückhaltend arbeiten.

Die Fußuntersuchung erfolgt immer gemeinsam mit dem Arzt in der Praxis, der zuvor das Kind schon auf den Allgemeinzustand untersucht hat. Durch die gemeinsame Untersuchung können auch Informationen über eventuelle Begleiterkrankungen, die für die Schuhversorgung wichtig sind, erläutert und diskutiert werden. Auch der Fußabdruck wird in der Praxis ge-

nommen. Die Beurteilung des Gangbildes und der Koordination und die Entscheidung, an welchen Stellen der Fuß stimuliert wird und wie stark die Erhöhungen sind, obliegt dabei dem Orthopädieschuhtechniker.

Die Abgabe der Versorgung erfolgt im Orthopädieschuhtechnikbetrieb. Dies ist nötig, um sicherzustellen, dass die Einlage optimal in den Schuh eingepasst werden kann.

Einige Bewegungsmuster wie das innenrotierte Gangbild und auch die Körperhaltung verändern sich durch sensomotorische Einlagen in der Regel sofort. Es ist mir aber wichtig zu betonen, dass man auch bei dieser Versorgung Geduld benötigt. Die sensomotorische Einlage simuliert Bewegungsmuster. Diese werden wiederholt und dadurch automatisiert. Um eine Bewegung automatisieren zu können, sind allerdings 30 000 – 40 000 Wiederholungen nötig. Besondere Bedeutung kommt deshalb einer Kontrolle nach einem guten halben Jahr zu. Neben der Überprüfung des Therapieerfolgs ergibt sich hierbei die Gelegenheit zur Kontrolle, ob die Versorgung in der Größe noch passt.

Zu unserer gemeinsamen Tätigkeit gehört auch der Austausch mit den Physiotherapeuten, bei denen manche der Kinder in Behandlung sind. Nach anfänglichen Vorbehalten hat sich hieraus eine gute Zusammenarbeit entwickelt. Die Physiotherapeuten haben erkannt, dass diese Art der Versorgung ihrem Behandlungskonzept entspricht und ihre Therapie unterstützt.

Lothar Jahrling

Fußform als therapeutisch wirksam; bei älteren Kindern ist eine längere Therapiedauer anzunehmen. Auffallend war der positive Einfluss der Fußbettungen auf den Muskeltonus und die Körperwahrnehmung bei retardierten und/oder hypotonen Kindern.】

● ● **Anschriften der Verfasser:**

Dr. Thomas Mandel
Facharzt für Kinderheilkunde
Bahnhofstraße 16
35037 Marburg

OSM Lothar Jahrling
Bleichstraße 35
35390 Gießen

Literatur:

- Ayres, A. Jean: Bausteine der kindlichen Entwicklung 2. Aufl. Springer-Verlag 1992
- Hefti, F: Kinderorthopädie in der Praxis Springer-Verlag 1997
- Hien, U. Gestaltungsfehler fordern Fußfehlhaltungen.
- Pädiatrische Nachrichten 10/99 Biermann-Verlag Köln

Propriozeptiv oder „klassisch“?

Lothar Jahrling: *Wir haben in den letzten drei Jahren so viel von Propriozeption und Sensomotorik gehört, dass man fast den Mut verlieren könnte. Je mehr man sich bemüht, den Inhalt des körpereigenen Informationssystems zu verstehen, um so mehr Fragen entstehen. Ich möchte aus meiner Sicht einen kleinen Einblick aus der Praxis geben, wie wir in unserem Haus mit der Sensomotorik und der Propriozeption umgehen.*

[Zu Beginn möchte ich betonen, dass alles, was wir an den Füßen machen, eine sensomotorische Wirkung hat. Selbst eine Stahleinlage wird sich auf alle sensomotorischen Bewegungsmuster auswirken. Die Frage ist nur, welche? Und ist diese Wirkung erwünscht?



1 Maßschuhleisten mit einer eingearbeiteten propriozeptiven Fußbettung.



2 Muster zur Erläuterung der verschiedenen Funktionen einer propriozeptiven Einlage mit Vorfuß- und Fersenentlastung. Dieses Modell enthält auch Elemente der klassischen Einlagenversorgung.



3 Mustereinlage von dorsal.

Welche Wirkung eine Orthese oder eine Einlage erzielen sollte, ist natürlicherweise damit verknüpft, welches therapeutische Ziel erreicht werden kann. Einer 70-jährigen alten Dame mit einer Polyneuropathie eine Stahleinlage zu verpassen wäre genauso falsch, wie von dieser Dame zu erwarten, dass sich durch eine propriozeptive Orthese das Bewegungsmuster so ändert, dass sie in Wimbledon Tennis spielen könnte.

Statik und Sensomotorik

Das heißt ganz praktisch, wir versuchen bei unserem ersten Kontakt mit dem Kunden herauszufinden, ob eine Aktivierung der Muskulatur und die Erlernbarkeit neuer Bewegungsmuster überhaupt möglich und zu diesem Zeitpunkt wünschenswert ist.

Ein Kriterium ist sicherlich das Alter. Wir wissen von anderen Lernkurven, dass im Alter die Fähigkeit zu lernen abnimmt und das Bedürfnis groß ist, gewohnte Verhältnisse um sich herum aufrecht zu erhalten. In solchen Fällen wäre es fatal eine weiche propriozeptive Orthese herzustellen. Eine leicht stabilisierende Einlage wirkt dort oft Wunder und wir erzielen einen größeren Effekt und wahrscheinlich mehr Bereitschaft, sich zu bewegen, wie dies mit propriozeptiven Orthesen zu erreichen wäre.

Ich würde bei allen älteren Patienten, die deutlich in ihrer Beweglichkeit eingeschränkt sind oder kein kooperatives Verhalten zeigen, eine eher statische Denkweise zur Herstellung einer Einlage zu Grunde legen. Alle schmerzhaften Zonen wie Fersensporn- und Spreizfußbeschwerden sollten abgepolstert werden, unter Berücksichtigung der biodynamischen Verhältnisse.

Betrachten wir den Unterschied zwischen Statik und Sensomotorik bei einem Knick-Senkfuß, so geht man bei einer statischen Versorgung immer von einer optimalen Längsgewölbe-, beziehungsweise optimalen Rückfußposition aus. Die Muskelbäuche unter der plantaren Fußsohle und deren Freiheit zur Aktivität wird dabei in aller Regel nicht berücksichtigt. Das bedeutet,

dass die mediale Stütze bei einer statischen Versorgung weit nach vorne gezogen wird, oft bis zur Basis des Mittelfußknochen. Eine sensomotorische Orthese muss dem Muskelbauch unter dem Kahnbein Freiheit lassen. Die sensomotorische Orthese sollte auch in einer weichen Ausführung hergestellt werden, damit Mikrobewegungen zugelassen werden. Denn ohne Bewegung wird kein Bewegungsmuster entdeckt, wiederholt und automatisiert. Eine statische Versorgung muss eher fest und führend sein, um eine Fußposition sicherzustellen.

Beispiel Fersensporn

Nehmen wir zum Beispiel den Fersensporn. Ich versuche in der akut schmerzhaften, entzündeten Phase den Rückfuß statisch zu stabilisieren. Da kann jede falsche Bewegung wieder zu einem Schmerz führen. Diese Bewegung wiederum wird die entzündlichen Verhältnisse nicht verbessern. Die Verdrehung zwischen Fersenbein und dem Rest der Fußwurzel versuche ich zu verhindern. Natürlich wird ein Fersenspolster mit Fersenspornentlastung eingearbeitet. Erst wenn der Entzündungsprozess beendet ist, werde ich die Tibialisgruppe sensomotorisch informieren, um eine Aktivierung herzustellen. Dies geschieht, indem ich die Bewegung zwischen Fersenbein und dem Rest der Fußwurzel frei lasse, um Bewegung auch automatisieren zu können. Der höchste Punkt einer sensomotorisch wirkenden Einlage ist in diesem Fall unter dem Sustentaculum tali, also unter den Sehnenscheiden des M.tibialis posterior. Die Plantaraponeurose sollte auch bei dieser Versorgung keinen manuellen Druck bekommen.

Beispiel rheumatischer Fuß

Ein weiteres Beispiel ist der rheumatische Fuß. Wir stabilisieren den gesamten Rückfuß, um innerhalb der Fußwurzelknochen eine optimale Gelenkstellung zu sichern. Solch eine Optimierung reduziert die Scherkräfte innerhalb der Fußwurzelknochen und bietet somit keinen neuen Grund, durch Reibung eine Entzündung zu



4 Propriozeptive Einlage; trotz Abstützung des Längsgewölbes bleiben die Muskelbäuche frei.



5 Klassische, statische Einlage; die mediale Stütze ist weit nach vorne gezogen und beeinträchtigt die Aktivität der Fußsohlenmuskulatur.



6 Die Fußsohlenmuskulatur auf der Einlage im Modell

provozieren. Die Mittelfußköpfchen werden wiederum weich gepolstert. Durch die gute Stabilisierung im Rückfuß bekommen wir eine deutlich bessere Entlastung der oft sehr schmerzhaften Mittelfußköpfchen.

Sportlerversorgung

Ein Beispiel für einen Patienten, der unbedingt eine propriozeptive, sensomotorische Versorgung braucht, ist der Leistungssportler, der während der Abstoßphase in eine starke Supination des Vorfußes abdriftet, obwohl während der Standphase die Ferse valgisiert und proniert. In diesem Fall versuchen wir, sensomotorische Bedürfnisse durch Video-Laufanalyse zu ermitteln, indem wir jeden Schritt in Auftritts-, Stand- und Abstoßphase einteilen. Dabei wird immer gefragt, welche Information fehlt und welche muss ich geben?

Auftrittsphase:

Der längere Hebelarm, der durch die Valgisierung und das Abflachen der Ferse entsteht, bestimmt die Krafteinwirkung beim Auftritt. Dadurch entsteht vermehrter Druck in allen Gelenken und eine erhöhte Geschwindigkeit

zwischen Auftritts- und Standphase.

Standphase:

Die Tibialisgruppe ist nun nicht mehr propriozeptiv in der Lage, zum richtigen Zeitpunkt aktiv zu werden. Der mediale Bereich senkt sich ab, der erste Mittelfußknochen schiebt parallel nach vorne, alle weiteren spreizen nach außen.

Abstoßphase:

Hier bestimmt nun der mediale längere Hebel die Krafteinwirkung. Über den langen Hebel schiebt der Fuß in der Endphase in die Supination.

Diese Einteilung ermöglicht, die richtigen propriozeptiven Informationen zu setzen, um die Latenzzeiten der einzelnen Muskelgruppen zu beeinflussen. Auch bei einem ganz normalen Knick-Senkfuß, besonders im kindlichen Alter, haben wir nicht nur den Fußstatus im Vordergrund, sondern vor allen Dingen den ganzen Koordinationsablauf bis hin zu einer Verbesserung der schulischen Leistung. Eine Studie aus Marburg (s. Beitrag auf Seite 26) zeigt auf, dass eine Vielzahl von Kindern,

die von mir propriozeptiv versorgt wurden, ihre Konzentrationsfähigkeit gesteigert haben. Dies ist damit zu erklären, dass die Ressourcen, die für die Koordination genutzt wurden, nun frei werden für andere Aufgaben des Lebens.

Abschließend ist zu sagen, dass die Abgrenzung zwischen propriozeptiven, biodynamischen oder rein statischen Versorgungen eher fließend ist. Wer eine statische Aufrichtung eines Fußes gewährleisten kann, liefert damit auch ein natürliches Bewusstsein für den Fuß des zu versorgenden Patienten. Die propriozeptiven Nervenorgane im Gelenkknorpel, die für die Wahrnehmung der Knochen zueinander zuständig sind, registrieren eine natürliche Position der Gelenke. Es kommt nicht mehr zu Blockierungen während der Dynamik, alle Muskeln können propriozeptiv, sensomotorisch besser aktiviert werden. Das ist, auch wenn wir das früher nicht so genannt haben, letztendlich ein propriozeptiver Mechanismus. Wir wussten es nur nicht. Ich denke, dass sich jeder von uns darum kümmern sollte, wie das körpereigene Informationssystem funktioniert. Bei den vielen Seminaren, die ich inzwischen gehalten habe, haben mir viele alte Hasen gesagt „Jetzt verstehe ich besser warum das, was ich jahrelang gemacht habe, so gut funktioniert“. Ich möchte die alten Methoden nicht in Frage stellen, aber ich möchte wissen, warum etwas funktioniert und die Möglichkeiten meiner Versorgungen erweitern.]

● ● Anschrift des Verfassers:

OSM Lothar Jahrling
Bleichstraße 35
35390 Gießen



7 + 8 Einlage zur Therapie starker Bewegungsstörungen, zum Beispiel bei Patienten mit infantiler Zerebralparese. Die Stimulationspunkte sind deutlich herausgearbeitet.

Das sensomotorische Einlagenkonzept nach Lothar Jahrling

Lothar Jahrling: *Sensomotorische Einlagen korrigieren (Gelenk-)Fehlstellungen und die daraus resultierenden Fehlsteuerungen von Bewegungen durch veränderte Afferenzen. Auf diese Weise können sie den Bewegungsablauf modifizieren. Wie diese Korrektur erfolgt und welches Verhältnis die Sensomotorik zur Statik und Biodynamik hat, erfahren Sie im Folgenden. Die sehr komplexen Verarbeitungsprozesse des ZNS sollen dabei möglichst einfach erklärt werden.*



Wie lernen wir Bewegung? Wer ein Kleinkind beobachtet, wie es laufen lernt, stellt fest, dass es zuerst grobmotorische Bewegungen erlernt. Unsicher tastet es sich an der Wand oder der Tischkante entlang. Irgendwann hat es diese Bewegungen so oft wiederholt und das Zusammenspiel der Muskulatur so weit trainiert, dass der Bewegungsablauf gespeichert und das Bewegungsmuster automatisiert worden ist.

Dieses Muster legt sich wie eine Schablone über alle künftigen Bewegungen. Das Zentralnervensystem gleicht jede Wiederholung dahingehend ab, ob sie dem entspricht, was eingeübt und automatisiert wurde. Es rechnet vor der eigentlichen Bewegung aus, wie diese aussehen muss und überprüft während des Bewegungsablaufs, ob die Wirklichkeit mit der vorausberechneten Bewegung übereinstimmt. Dieses Prinzip ist grundlegend für alle unsere Bewegungen. Was wir als Kind unbewusst machen, setzen wir später bewusst ein, wenn wir Sport treiben oder ein Musikinstrument lernen. Jede Form von Bewegung, und wenn es nur eine Mikrobewegung oder Balance ist, ist das Ergebnis von Wiederholung.

Bewegung und Wiederholung

Doch nur wer richtige Bewegungsmuster lernt, kann sie auch automatisieren. Das ist bei manchen Kindern leider nicht der Fall. Besteht schon früh eine Fehlstatik des Fußes, sei es auf Grund einer Veranlagung oder einer Erkrankung, bedeutet dies für das Kind, dass die Bewe-

gung falsch erlernt und wiederholt wird. Denn wenn die 26 Knochen des Fußes sich nicht in der richtigen Position zueinander befinden, kommt es zu kompensatorischen Muskelaktivierungen, um die Fehlstatik auszugleichen.

Einen einfachen Knick-Senkfuß kann man aus dieser Perspektive als ein falsch automatisiertes, sensomotorisches System betrachten. Auch bei Erwachsenen kann man unphysiologische Bewegungsabläufe beobachten, die zum Beispiel aus einer Schonhaltung resultieren. Um diese aufrechtzuerhalten, wird das Zusammenspiel der Muskulatur verändert und nach einiger Zeit in dieser Bewegungsform automatisiert. Es kommt vor, dass das Bewegungsmuster bestehen bleibt, selbst wenn der Grund der Schonhaltung nicht mehr existiert.

Wenn man, als Kind oder als Erwachsener, Bewegungen falsch ausführt und trainiert, dann steht die richtige, physiologische Bewegung nicht als automatisierte Bewegung zur Verfügung. Das zentrale Nervensystem kann nur das abgleichen, was durch Wiederholung automatisiert wurde.

Korrektur durch Bewegung

Der Mensch kann seine Körperstatik und seine Bewegungen über das kognitive System, also bewusst, ändern. In der Physiotherapie nutzt man diese Fähigkeit. Sie ist darauf ausgerichtet, dem Patienten bewusst ausgeführte, richtige Bewegungsmuster beizubringen. Automatisiert wird die Bewegung aber

auch hier nur durch die ständige Wiederholung.

Sportler können das bis zu einem gewissen Grad selbstständig korrigieren, wenn man ihnen die Ursachen zeigt. Wenn sie in der Videoanalyse ihr Laufverhalten in der Auftritts-, Stand- und Abstoßphase sehen und verstehen, wo ihre Probleme liegen, ändern manche schon innerhalb einer Woche ihr Bewegungsmuster (obwohl sie noch gar nicht versorgt wurden). Mit ihrer sportlichen Körperarbeit trainieren sie die Körperwahrnehmung (Verarbeitung der körpereigenen Positions- und Tonusmessungen) und sind dadurch besser in der Lage, ihre Position im Raum zu kontrollieren.

Statik und Dynamik

Aus der Orthopädie kennen wir die statische, passive Korrektur von Fehlstellungen, sei es durch eine Abstützung oder durch eine feste Fassung des Fußes, beziehungsweise einzelner Gelenke. Dieses Versorgungsprinzip hat auch heute noch in vielen Fällen seine Berechtigung.

Wir versuchen mit unseren Versorgungen jedoch, so viel Bewegung wie möglich zuzulassen. Die Stabilisierung des Fußes und der Körperhaltung und die Korrektur des Bewegungsablaufes soll so weit wie möglich durch die Steuerung über das zentrale Nervensystem und das daraus resultierende neue Training der Muskulatur erreicht werden. Dass wir dabei auch die statischen Prinzipien beachten, wird noch Thema sein.

Wichtig ist jedoch zu verstehen, dass wir Techniker mit unseren Hilfsmitteln die richtige, physiologische Bewegung zulassen müssen, damit sie der Patient oder das Kind erlernen kann. Zu starre Hilfsmittel verhindern dies.

Sensorik und Bewegungssteuerung

Wenn wir uns bewegen, benötigt unser Gehirn, beziehungsweise das Zentralnervensystem, ständig Informationen aus unserem Körper, um das abgespeicherte Bewegungsmuster mit der tatsächlichen Bewegung abgleichen zu können. Diese Aufgabe übernehmen neben den großen Sinnesorganen, vereinfacht umschrieben, Messsensoren, zum Beispiel in der Haut, an den Sehnen und Bändern, am Knorpel und in den Muskelspindeln. Sie messen die Position unseres Körpers im Raum, in Ruhestellung, in Bewegung und in Beschleunigungsphasen und zwar sowohl die Stellung der Gelenke als auch die Spannung der Bänder und den Tonus der Muskeln.

Das ist eine große Rechenleistung, wenn man bedenkt, wie viele Informationen gleichzeitig verarbeitet werden müssen. Alle Prozesse laufen automatisiert ab. Mit unserem kognitiven System, also bewusst, könnten wir diese Aufgabe auch deswegen nicht bewältigen, weil sie mit einer hohen Geschwindigkeit vonstatten geht. Die Zeit zwischen dem Abfragen beziehungsweise Messen der propriozeptiven Rezeptoren und der Antwort, sprich der Muskelreaktion, beträgt in einem gesunden System je nach Sensorentyp zwischen fünf und 180 Millisekunden.

Sensomotorische Einlagenversorgungen zielen darauf ab, in dieses System im Sinne einer Bewegungsänderung einzugreifen. In der praktischen Versorgung haben wir es mit Menschen zu tun, bei denen bestimmte Muskeln oder Muskelgruppen zu wenig aktiv sind oder eine zu hohe Aktivität aufweisen, wie zum Beispiel beim Spastiker oder bei hypertonen Menschen mit Hohlfuß. Die Frage lautet nun, wie gelingt es, über das Zentralnervensystem bestimmte Muskelgruppen zu aktivieren oder zu hemmen?

Um das zu verstehen, muss man wissen, dass vor der eigentlichen Bewegung die kognitive Entscheidung für diese Bewegung getroffen wird. Daraufhin stimmen die propriozeptiven Bahnen Stellung und Tonus der jeweiligen motorischen Strukturen in der genann-

ten Weise ab. Zur Zeit arbeitet die Forschung noch daran, wie diese Informationen im ZNS genau verschaltet und verarbeitet werden. Das Grundprinzip lautet aber: Es gibt keine Bewegung, bevor nicht eine Körpermessung erfolgt ist, die unter anderem erfasst, wie die Gelenkpositionen zueinander stehen und wie stark der Muskeltonus ist.

Steuerung der Muskelaktivität

Die Aktivität eines Muskels können wir beeinflussen, indem wir die Information, die abgefragt wird, manipulieren. Ein zu hoher Muskeltonus kann auf diese Weise mit einer Vorspannung behandelt werden, ein zu niedriger kann mit einer veränderten Information erhöht werden. Zur Veranschaulichung ein Beispiel aus der Praxis:

Der Spitzfuß

Nehmen wir zunächst bei einem Spitzfuß den M. gastrocnemius, der sich in einem zu hohen Tonus befindet und die Ferse nach oben zieht. Um seinen Tonus zu reduzieren, kann man sich die körpereigenen Regulationsmechanismen zunutze machen.

Wenn das ZNS, wie geschildert, bei der Bewegungseinleitung nachfragt, in welchem Tonus sich der Muskel befindet, werden für diesen Muskel jene 100 Prozent Muskeltonus angestrebt, die bei der Bewegungsprogrammierung als Standard gespeichert wurden. Beim Spastiker ist das leider zu viel.

In der Therapie kann man mit einer Einlage über die plantare Muskelkette die Strecke im Muskelbauch verlängern,



1 Einlage für einen spastischen Spitzfuß mit valgusierter Ferse.

um den Tonus des Muskels in der Bewegung zu reduzieren. Der M. gastrocnemius erfährt auf diese Weise eine sogenannte Vorspannung. Mit der Verlängerung der Strecke wird der Tonus vor Beginn der Bewegung erhöht und das ZNS erhält bei seiner initialen Abfrage die Information, dass er bereits bei 20 Prozent des angestrebten Aktivitätsniveaus liegt. Die Einlagenversorgung sorgt durch ihre Form für die Verlängerung der Strecke und damit für die Vorspannung.

Aufgrund dieser Information wird die folgende Muskelaktivität geringer ausfallen. Nur noch 80 Prozent des „Standard-Tonus“ werden erzeugt, um das programmierte Muster zu reproduzieren. Die Kontraktion des M. gastrocnemius fällt geringer aus, die Ferse wird nicht mehr so stark nach oben gezogen und bleibt näher am Boden. Die Prozentzahlen in diesem Beispiel sind allerdings nicht so absolut zu sehen, sie dienen nur der Veranschaulichung.

Eine ganz alltägliche Anwendung desselben Prinzips kennen wir alle von Muskelkrämpfen in der Wade, die auftreten, wenn der Muskel durch zu hohe Beanspruchung im Sport übersäuert wird. In diesem Fall kann das ZNS den Muskeltonus nicht mehr genau messen. Es registriert einen niedrigeren Muskeltonus als den, der tatsächlich vorhanden ist und reagiert auf diese (Fehl-)Information mit einer fortgesetzt hohen Aktivierung des Muskels. Wenn man die Wade in dieser Situation „entspannen“ will, wird sich der Muskelkrampf verstärken. Eine tatsächliche Entspannung erfolgt erst, wenn man den Vorfuß anzieht und so manuell die Strecke verlängert.

Tonus erhöhen

Wenn ich den Muskel aktivieren will, dann mache ich genau das Gegenteil.

Ich verkürze die Sehnen-Muskelstrecke. Durch den Aufbau der Einlage bringe ich Ursprung und Ansatz des Muskels näher zueinander und reduziere so den Muskeltonus. Bei der initialen Rückkopplung wird jetzt mit der Einlage ein niedrigerer Tonus gemessen. Entsprechend wird ein stärkerer Tonus aufgebaut, um das gespeicherte Muster beizubehalten.

Fußuntersuchung

Wo die Stimulationspunkte platziert werden und wie hoch sie sein müssen, erfahre ich bei der Palpation des Fußes.

Für die Untersuchung muss ich den Fuß in die Hand nehmen: Wenn ich eine Vorspannung herstellen will, muss ich einen Zug auf die Zehen ausüben, durch den die Plantarfaszie und der M. gastrocnemius verlängert wird. Dabei nimmt man die Zehen in die Hand und zieht diese nach vorne. Bei leichten Spastikern wird hier schon eine Tonusreduzierung sichtbar. Während der gesamten Untersuchung sollten die Gelenke in Extension und Flexion sowie Abduktion und Adduktion gebracht werden um den Spannungszustand des M. gastrocnemius in den unterschiedlichen Gelenkpositionen zu prüfen.

Drücke ich retrokapital hinter den Mittelfußköpfchen auf die Sehnenzüge, erreiche ich damit, zusammen mit dem Zehensteg, eine Vorspannung der unteren und somit auch der hinteren Muskelpartien. Bei Spastikern mit einem hohen Tonus, muss man genau hinschauen, was bei diesen Bewegungen passiert, um die richtige Höhe der Pelottierungen ausmachen zu können. Was ich bei der Palpation erfühle und ertaste, muss ich später auf die Einlage übertragen.

Stimulation und Bewegung

Von entscheidender Bedeutung für eine gute Pelottierung ist es, keinen Muskel-

bauch in seiner Aktivität zu beeinträchtigen. Auch das muss beim Palpieren sichergestellt werden. Der Muskelbauch ist der aktive Bestandteil der Bewegung, bei dessen Behinderung kein physiologisches Bewegungsmuster antrainiert werden kann. Auch die Mikrobewegungen oder Balance, die von den kleinen Muskelgruppen ausgeführt wird, müssen frei bleiben. Bei einer statischen Stabilisierung des Längsgewölbes wird dies zum Beispiel verhindert. Wenn man den Muskelbauch mit einer Einlage trifft, legt man ihn entweder durch Druck lahm oder man löst einen Schmerz aus, der bekanntlich der Feind des sensomotorischen Systems ist.

Ein Versorgungsbeispiel: Wenn man den M. tibialis posterior auf der medialen Seite des Fußes unter dem Fersenbeinbalkon anhebt, wird die Muskelstrecke verkürzt, indem Ursprung und Ansatz näher zueinander gebracht werden. Auf diese Weise wird der Muskeltonus, wie bereits gesehen, zunächst reduziert. Für das ZNS bedeutet das in der Rückkopplung eine erhöhte Aktivitätsanforderung, die mit der Zeit zum festen Bestandteil des Bewegungsmusters wird.

Hinzu kommt, dass genau an den Umlenkstellen der Sehnen die Sensoren liegen, welche die Beschleunigung messen. Das heißt, es werden manuell die Bereiche kontaktiert, die die Beschleunigung im Gelenk messen. Die Einlage kommt dem Sensor entgegen, der früher messen und schneller reagieren kann als dies ohne Einlage der Fall wäre. Dadurch verkürzt sich die Latenzzeit und die Stabilisierung des Fußes durch die Muskulatur erfolgt früher. Grundlegend ist allerdings die völlige Bewegungsfreiheit am Muskelbauch der plantaren Fußmuskeln.

Den Stimulationspunkt muss man von der Höhe und der Position her genau treffen. Er ist einzig durch die Palpation bestimmbar. Mit einer konfektionierten Einlage kann das nicht erreicht werden.

Darüber hinaus ist jeder Mensch in seiner Wahrnehmung unterschiedlich. Ein empfindlicher Patient muss viel dezentler stimuliert werden als ein unempfindlicher. Ein weiteres Beispiel: Wenn ich bei einem Knick-Senkfuß mit derselben Pelottierung arbeite wie bei einer Spastik, dann wäre das fatal. Die Punkte, an denen die Einlage ansetzt, sind dieselben. Auch die Wirkungsmechanismen sind dieselben. Aber die Aktivie-

rung beziehungsweise Hemmung muss sehr genau angepasst werden. Die Software und die Eigenwahrnehmung arbeitet beim Spastiker langsamer als bei einem nicht neurologisch erkrankten Menschen.

Patienten mit einem Verarbeitungsproblem müssen stärker stimuliert werden. Liegt das nicht vor, reichen manchmal Pelottierungen von zwei, drei Millimetern, wie bei der Versorgung nach Bourdiol, um eine veränderte Informationsübermittlung zu erreichen.

Statik, Biodynamik, Sensomotorik

Mit unserer Einlage wollen wir die natürliche Bewegung simulieren. Dazu müssen wir die Statik, die Biodynamik, die Funktion und Aktivität der Muskulatur beachten.

Die Bewertung der Statik ist nach wie vor wichtig, denn sie hat Auswirkungen auf die Biodynamik und die Eigenwahrnehmung. Wenn es gelingt, die Knochen des Fußes physiologisch zu positionieren und so Blockaden in der Abrollphase zu vermeiden, braucht der Betreffende keine kompensatorischen Muskelbewegungen mehr. Die konservative Orthopädie muss also unter allen Umständen beherrscht werden.

Ebenso wichtig sind die biodynamischen Verhältnisse. Für die Beurteilung der Laufanalyse werden die einzelnen Schritte in Auftrittsphase, Standphase und Abstoßphase aufgeteilt. Dann wird eine Belastungsmatrix angefertigt, anhand derer die plantaren Druckverhältnisse ebenso erkennbar werden wie der Fußtyp.

Bei einem Knick-Senk-Fuß verändern sich zum Beispiel die Hebelarme während des Auftritts- und der Abstoßphase. Ist der Hebelarm medial länger als lateral, kann es in der Abstoßphase zu einer Supination kommen.

Bei einem Plattfuß haben wir in der Auftrittsphase einen längeren hinteren Hebelarm, was die Ferse nach hinten außen wegschiebt. Das bedeutet mehr Krafteinwirkung in der Auftrittsphase und eine höhere Geschwindigkeit zwischen der Auftrittsphase und der Standphase. Infolgedessen kommt der M. tibialis posterior, der die Bewegung abbremsen soll, zu spät zum Einsatz.

Eine biodynamisch wirksame Einlage, die diese Fehlstatik berücksichtigt, ist vor allem darauf ausgerichtet, die Hebelarme in die richtige Länge zu positionieren. Dann werden die Muskelreaktionen auch wieder so ausfallen, dass

der physiologische Bremsmechanismus funktioniert. Bei einem kontrakten Plattfuß kann eine solche Einlage nicht eingesetzt werden. Eine Aktivierung des M. tibialis posterior ist dennoch möglich.

Biomechanik und Muskelaktivität

Laufanalyse und Belastungsmatrix sind in der Orthopädieschuhtechnik bekannt. Neu ist, die Versorgung propriozeptiv oder sensomotorisch zu bewerten. Der Begriff „afferenzstimulierend“ beschreibt meiner Ansicht nach nur einen Ausschnitt dessen, was wir mit der Einlage erreichen wollen. Denn die Einlage soll eine Veränderung im *sensomotorischen* System bewirken. Natürlich werden die Sensoren stimuliert, aber durch die Wiederholung wird darüber hinaus eine Veränderung des Bewegungsablaufs angestrebt.

Wichtigste Voraussetzung für diese Versorgung ist zu wissen, welcher Muskel welche Funktion erfüllt. Man kann keine sensomotorischen Einlagen bauen, wenn man nicht genau weiß, wie der Muskel verläuft, welche Aufgabe er hat und wie er sich während der einzelnen Phasen der Schrittabwicklung verhält.

Aufgrund der Palpation des Fußes und des Ergebnisses der Laufanalyse kann man die Muskelgruppen in der Auftritts-, Stand- und Abstoßphase hemmen oder aktivieren.

Ein Plattfuß ist häufig mit einem hypotonen, latenzzeitverzögerten M. tibialis posterior verbunden, der im normalen Bewegungsablauf durch seine Aktivität maßgeblich zur Ausbildung des Längsgewölbes beiträgt. Möglicherweise tritt diese Hypotonie gleichzeitig mit einer weiteren auf, nämlich der des M. peroneus in der Abstoßphase. Wenn auch dieser noch innen angehoben wird, hat das zur Folge, dass der Fuß in der Abstoßphase ganz nach außen kippt. Die Einlage muss also in der Standphase durch mediale Anhebung den M. tibialis posterior aktivieren und in der Abstoßphase durch laterale Anhebung den M. peroneus aktivieren.

Um den richtigen Ansatzpunkt für die Therapie zu finden, muss ich also zunächst klären, wie der Bewegungsablauf organisiert ist und welche Muskelgruppe in welcher Phase gefördert beziehungsweise gehemmt werden sollte.

Vom Fuß zur Körperstatik

Nach unserer Erfahrung wirken die Einlagen nicht nur am Fuß. Die Aktivierung



2 Einlage für einen spastischen Spitzfuß mit varisierter Ferse. Medial wird über die Vorspannung der hypertone *M. tibialis anterior* gehemmt. Lateral hinten wird die Peronensgruppe aktiviert und über die Zehenbeerenanhebung und die retrokapitale Information eine Vorspannung und somit Hemmung für den *Soleus* und *Gastrocnemius* hergestellt. (Die Einlagen wurden von feet control gefräst).

und Hemmung der Fußmuskulatur setzt sich über die gesamte Muskelkette fort. Schafft man an der Basis die richtigen Latenzzeiten der Muskulatur, hemmt man die allzu aktiven Muskeln und aktiviert die allzu inaktiven, dann wirkt sich das auf die Flexoren- und Extensorenkette aus, die mit der Zeit gleichfalls adäquat aktiviert werden.

Es geht darum, dass das sensomotorische System eine physiologische Aktivierung herstellen kann. Angefangen am Fuß können falsche Bewegungsmuster entdeckt und entlang der Muskelketten nach proximal fortgesetzt korrigiert werden.

Wenn Patienten mir zum Beispiel berichten, sie haben Schmerzen im Iliosakralgelenk, dann sehe ich mir den Fuß und das Bewegungsmuster an. Dabei sehe ich vielleicht, dass der *M. tibialis posterior* – der Hauptübeltäter für solche Probleme – zu inaktiv ist. Über die Muskelkette kommt es zu Überlastungen in allen Gelenken und zu Muskeldysbalancen, die unweigerlich zu diesen Rückenschmerzen führen. Aktiviere ich den *M. tibialis posterior*, fördere ich automatisch die gesamte Körperaufrichtung, und zwar aktiv und

nicht nur passiv. Die klinische Erfahrung zeigt, dass die Rückenschmerzen dann recht schnell verschwinden.

Leider haben wir in unserem Handwerk in der Vergangenheit den Fuß zu isoliert betrachtet. Wir hatten zum Beispiel den Klumpfuß und dachten, wir müssen ihn von der Seite in die richtige Richtung drängen. Aber die richtige Richtung sollte mit einer Aktivierung der richtigen Muskeln verbunden sein. Ein Umprogrammieren des sensomotorischen Systems ist die bessere Variante, um effektiv für den gesamten Körper helfen zu können. Physiotherapeuten, die bei uns feste Partner in der Versorgung sind, arbeiten schon sehr lange in diese Richtung.

Positive Erfahrungen

Bekannt geworden ist die sensomotorische Einlagenversorgung mit der Versorgung von Kindern mit infantiler Zerebralparese. Doch lässt sich das Prinzip auf nahezu alle Einlagenversorgungen übertragen.

Mit sensomotorischen Einlagen kann man die Spastik nicht beseitigen oder einfach heilen. Die Sensomotorik kann keine Wunder vollbringen. Es ist ein

neues Angebot, das man Kindern machen kann. Damit können sie ihr eingeübtes System modifizieren und korrigieren.

Wissenschaftliche Untersuchungen, die einen messtechnischen Nachweis der Wirkung erbringen, existieren bislang nur vereinzelt beziehungsweise sind derzeit in Arbeit. Über die Zusammenarbeit mit Kliniken und aus eigener Erfahrung lassen sich aber bislang schon viele positive Ergebnisse dokumentieren. Sensomotorische Versorgungen können vielen Kindern und Erwachsenen entscheidende Verbesserungen bringen, von denen sie im Alltag direkt profitieren. Sei es durch ein physiologischeres und harmonisches Gangbild, so dass sie weniger schnell ermüden, sei es durch den Umstand, dass sie Konfektionsschuhe tragen können oder durch den stabileren, sichereren Gang Energie und Konzentration für andere Dinge haben.]

● ● Anschrift des Verfassers:

OSM Lothar Jahrling
Schiffenberger Weg 115
35394 Gießen



Leistungssport und sensomotorische Einlagen

Lothar Jahrling: Sport ist Bewegung und Dynamik. Deshalb muss bei Sporeinlagen von der Analyse des Problems bis zur fertigen Versorgung besonders stark auf biomechanische Aspekte geachtet werden.

Abb. 1

Anhand von zwei Fallbeispielen sollen die Möglichkeiten der Sportversorgung mit sensomotorischen Einlagen vorgestellt werden.

Fallbeispiel 1

Jugendliche Leistungssportler brauchen eine ganzheitliche Versorgung. Unsere erste Sportlerin, Jahrgang 1986, wechselte 1998 vom Leistungssport in die Leichtathletik und konnte über die Mittelstreckendistanzen schon früh erste Erfolge verbuchen. Mit der Leistung kamen aber auch die ersten Beschwerden.

1999 hatte sie Beschwerden im Bereich der Achillessehne, rechts. Durch konsequentes Tragen der angefertigten Sporeinlagen – auch im privaten Bereich – war sie jedoch innerhalb kurzer Zeit völlig beschwerdefrei.

Die Einlagen wurden im Jahr darauf erneuert. Seit Mai 2000 kamen auch spezielle Einlagen für Spikes hinzu.

2002 traten bereits im Vorfeld der Deutschen Meisterschaften, wo sie den 1. Platz im 800-Meter-Lauf der weibl. B-Jugend belegte, Beschwerden im rechten Vorfuß und im Wadenbereich auf.

Die Einlagen in den Spikes wurden in dieser Zeit nur selten getragen. Die Beschwerden wuchsen sich zu einer Stressfraktur rechten distalen Fibula und des rechten Metatarsale IV aus. Im Juli 2002 erfolgte die Anfertigung einer Spezial-einlage. Nach Ausheilung der Fraktur war die Läuferin wieder beschwerdefrei.

Im Jahr 2003, in dem sie Deutsche Vizemeisterin im

800-Meter-Lauf der weibl. B-Jugend wurde, traten erneut Beschwerden auf. Zum Zeitpunkt der Meisterschaft litt sie bereits mehrere Wochen an Beschwerden im Bereich der linken Wade. Die Diagnose lautete: Stressreaktion linke Fibula.

Wieder waren die Einlagen in den Spikes nur selten getragen worden. Im Juli 2003 wurden diese erneuert – mit der Zusicherung der Athletin, diese jetzt auch konsequent zu tragen. Im Folgenden wird die Einlagenherstellung für die Versorgung im Jahr 2003 beschrieben.

Die Belastungsmatrix

Der Blauabdruck (Abb. 1) zeigt eine deutliche Adduktionsstellung im Vorfuß, die in der Abstoßphase zu einer Überdehnung des lateralen Anteils der Achillessehne führt. Ursache für die Adduktionsstellung des Vorfußes ist die leichte Absenkung des Längsgewölbes (Valgisierung des Rückfußes). Der erste Mittelfußknochen schiebt nach vorne und entwickelt somit einen längeren Hebelarm medial, im Verhältnis zum lateralen Hebelarm im Grundgelenk.

Die Einlagentherapie

Die Einlage hat über den Rückfuß eine muskulär aktivierende Wirkung. Unter dem Sustentaculum tali wurde eine konvexe Anhebung gebracht (Abb. 2), so dass die Strecke zwischen Ansatz und Ursprung des M. tibialis posterior sich verkürzt. Gesteuert über das zentrale Nervensystem wird nun eine Aktivierung der Muskelgruppen hergestellt, die den Längsspannungsbogen aktiv aufrichtet. Dadurch wird schon in der Auftrittsphase der mediale Hebelarm

des Grundgelenkes verkürzt und es kommt zu einer besseren Positionskontrolle des gesamten Fußes.

Gleichzeitig wird versucht, über eine plantare Vorspannung der Muskulatur eine leichte Hemmung des M. gastrocnemius und des Soleus herzustellen (Abb. 3). Vor allen Dingen ist der Soleus für die Supination des Fußes zuständig. Wenn der Gastrocnemius nicht soviel Tonus aufbaut, kann auch der darunterliegende Tibialis posterior besseren Tonusaufbau leisten.

Durch die Anhebung auf der vorderen lateralen Seite (Abb. 4) wird für die Abstoßphase die Muskel-Sehnenstrecke der Peroneus-Muskelgruppe verkürzt. Gesteuert über das zentrale Nervensystem wird nun eine Aktivierung der Muskelgruppen hergestellt. Außerdem wird durch diese Anhebung der mediale Hebelarm verkürzt.

Wenn man die Belastungsmatrix nach zwei Jahren vergleicht (Abb. 5), kann man deutlich eine Reduktion der Adduktionsstellung im Vorfuß erkennen.

Fallbeispiel 2

Im folgenden Fallbeispiel wird die Einlagenversorgung einer 11-Jährigen Sprinterin (100m) mit Rückenproblemen beschrieben.

Betrachten wir die Oberschenkelstellung von hinten ist barfuß sowie auch mit den Spikes – aber ohne Einlagen – eine deutlich adduzierte Stellung zu erkennen (Abb. 6). Da der M. tibialis posterior den Längsspan-



Abb. 2



Abb. 3



Abb. 4

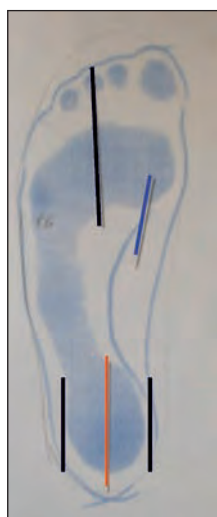


Abb. 5

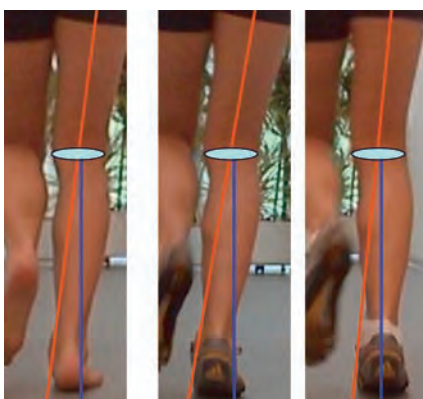


Abb. 6

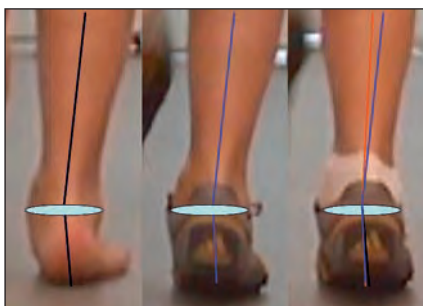


Abb. 7



Abb. 8



Abb. 9

nungsbogen in der Abstoßphase nicht mehr aufrichtet, schiebt das ganze Bein in die Adduktion und in die valgierte Fußfehlstellung. Mit der Einlage ist deutlich die Aktivierung des M. tibialis posterior zu erkennen. Über die Muskelkette werden nun die Verspannungen im Iliosakralgelenk gelöst. Parallel erfolgte eine krankengymnastische Behandlung. In der Kombination beider Therapien konnten die Rückenprobleme erfolgreich therapiert werden.

Auch wenn man nur das Sprunggelenk betrachtet, erkennt man deutlich die Aufrichtung mit der Einlage (Abb. 7).

Die Einlagentherapie

Die Funktion der eingesetzten Einlagen gleicht jenen aus dem vorangegangenen Fallbeispiel.

Auch hier sollte durch die Einlagen, mittels eines konvexen Informations-

punktes, der M. tibialis posterior aktiviert werden, ohne dabei die plantaren Muskelbäuche in ihrem Wunsch, die Mikrobalance herzustellen, zu behindern. Dadurch wird nicht nur die Valgusstellung im Sprunggelenk und die Beinsetzung verbessert, sondern, wie schon erwähnt, werden die gesamten Verspannungen, die zu den formulierten Rückenschmerzen führten, aufgelöst.

Eine Außenranderrhöhung wie im ersten Fallbeispiel wäre hier absolut kontraproduktiv. Diese Anhebung würde die Pronation in der Abstoßphase verstärken. Es würde also zu keiner Entspannung der Muskelketten kommen (Abb. 8, 9). Es handelt sich bei Kurzstreckenläufern um Sprintsportarten, also bewerten wir hauptsächlich die Abstoßphase.

Bei der Versorgung von Sportlern darf es nicht nur um Leistungssteige-

rung gehen, sondern um die Prophylaxe. Die Sportler, die wir mit unserer ganzen Kraft und Engagement versorgen und schon in jungen Jahren, also noch in der Wachstumsphase, ernst nehmen, werden erfolgreich bleiben. Es macht Spaß dabei zusehen zu dürfen, wie sich diese Menschen entwickeln. Ich möchte Ihnen Mut machen, Menschen, die erst Kinder sind und dann erwachsen werden, zu begleiten.]

Anschrift des Verfassers:

OSM Lothar Jahrling
Schiffenberger Weg 115
35394 Gießen

Lothar Jahrling, Bernd Rockenfeller:

Sensomotorische Einlagenversorgung: Aktio gleich Reaktio

Zusammenfassung:

Ein Hauptziel bei der Versorgung mit sensomotorischen Einlagen ist es, durch gezieltes Setzen von Reizen („Aktio“) die Stütz- und Zielmotorik („Reaktio“) zu verändern.

Die Körperbewegung wird beeinflusst, indem die Einlage den Fuß in seiner Bewegung verändert, so dass der Patient mit seinem sensomotorischen System eine neue, physiologischere Bewegungsstrategie erarbeiten muss.

Für diese Art der gezielten sensomotorischen Beeinflussung der Bewegung ist das Wissen um neuromuskuläre Zusammenhänge – nicht nur am Fuß – unabdingbare Voraussetzung.

Grundlage der Versorgung ist eine umfassende Befundung, bei der die Beweglichkeit und das Bewegungsausmaß der Gelenke untersucht wird. Der Fuß wird palpiert, um zu erfühlen, wo die Pelottierungen auf der Einlage platziert werden und wie hart oder weich sie gearbeitet werden müssen.

Wenn das Potenzial beim Patienten vorhanden ist, eine neue Bewegungsstrategie zu erlernen, können die Einlagen physiotherapeutische Therapien unterstützen und zu besseren Behandlungsergebnissen führen. Auch operative Maßnahmen können sich an diesen Lerngedanken anlehnen und es kann weniger gelenkversteifend operiert werden.

Anschriften der Verfasser:

OSM Lothar Jahrling
Schiffenberger Weg 115
35394 Gießen
E-Mail: info@footpower.de

Bernd Rockenfeller
feet-control GmbH
Carl-Zeiss-Str. 8
51674 Wiehl
E-Mail service@feet-control.de

Viele manipulative Versorgungstechniken der letzten hundert Jahre basieren auf einem mechanischen, reduktionistischen Modell der mikroskopischen Linse. Um komplexe Zusammenhänge zu verstehen, zerlegen wir sie in immer kleinere Bestandteile, um die Rolle jedes Einzelnen wissenschaftlich zu untersuchen. Die Arbeiten von Aristoteles, Isaak Newton und René Descartes haben mit ihrer mechanischen Herangehensweise dieser Analyse dazu geführt, dass auf dem Gebiet der physikalischen Medizin die Bücher mit Winkelangaben und Vektoren gefüllt sind.

Das frühe zwanzigste Jahrhundert prägte die Physik, unter anderem durch Einstein, zu einem relativistischen Universum, zu einem Verständnis der Beziehungen, statt linearer Kausalitäten aus Ursache und Wirkung. Erst viel später erreichte diese Denkweise auch die physikalische Medizin.“

Beziehungen zu verstehen ist das Hauptanliegen des Buches „Anatomy Trains“ des Feldenkrais-Therapeuten Thomas W. Myers, aus dem das oben stehende Zitat stammt. Ganzheitlich geht er darin auf die Muskel-Faszien-Ketten und funktionellen Zusammenhänge für Haltung und Bewegung ein.

In der heutigen Zeit ist die Anerkennung einer Versorgungstechnik jedoch nicht primär vom ersichtli-

chen und reproduzierbaren Erfolg am Patienten abhängig, sondern vielmehr von wissenschaftlichen Studien, die genaue Messdaten liefern. Diese Forderung ist durchaus berechtigt. Doch neben der Wissenschaft sollten wir immer auch die größeren Zusammenhänge im Auge behalten.

Ein ganzheitlicher Ansatz muss kein Widerspruch zur genauen wissenschaftlichen Erforschung der menschlichen Bewegung sein. Beides ergänzt sich und ist notwendig, um unser Verständnis für die menschliche Bewegung zu erweitern.

Im folgenden Beitrag soll die Anwendung eines systematischen Ansatzes auf die Analyse von Haltungs- und Bewegungsmustern erläutert werden, die für die orthopädischuhtechnische Versorgung mit sensomotorischen Einlagen von den Autoren als sinnvoll erachtet wird.

Dieser Bericht soll jedoch nicht dazu dienen, den Erfolg anderer Vorgehensweisen in der Einlagenversorgung zu schmälern. Einsteins Relativitätstheorie verneinte nicht die Newton'schen Axiome, sie stellte sie vielmehr in einen größeren Zusammenhang. Auf ähnliche Weise eliminiert die Theorie der Beeinflussung sensomotorischer Fähigkeiten durch Einlagenversorgung nach Jahrling nicht den Wert der vielen möglichen Versorgungs- und Analysemethoden, sondern stellt sie in den Kontext des

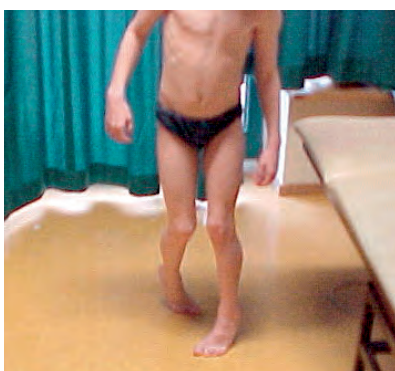
Bewegungssystems als Ganzes.

Entwicklungsgeschichte

Entwickelt wurde die sensomotorische Einlage 1991 von Lothar Jahrling, basierend auf der Versorgung von spastisch gelähmten Patienten. Ausschlaggebend für ihre handwerkliche Entstehung war die Unzufriedenheit von Therapeuten mit den damals gängigen Orthesen- und Einlagenversorgungen. Therapeutische Erfolge, die sich während und nach einer Behandlung einstellten, konnten durch diese Hilfsmittelversorgungen nicht unterstützt werden. Schwerwiegender noch: Sie standen der Therapie kontraproduktiv entgegen. Ergebnisse von funktionellen Therapiemethoden – wie zum Beispiel die propriozeptive neuromuskuläre Fazilitation (PNF) –, bei denen durch den Therapeuten unter anderem ein physiologisches Gangbild angebahnt wird, konnten durch die orthopädischuhtechnische Versorgung nicht gehalten werden.

Behandlungsbeispiel PNF

Abbildung 1 zeigt einen Patienten mit dem für eine Tetraspastik typischen Gangbild: in der Hüfte flektiert, die Oberschenkel sind innenrotiert und adduziert, die Füße befinden sich in Spitzfußstellung. Dieser Patient wurde ursprünglich mit Innenschuhen „fixiert“,



1 Patient mit Tetraspastik, Typisches Gangbild: In der Hüfte flektiert, Oberschenkel sind innenrotiert und adduziert, Füße sind in Spitzfußstellung.



2 Simulation der Abstoßphase aus der Position: Hüfte in Extension, Abduktion, Innenrotation, Knie flektiert, Fuß in Plantarflexion, Pronation.



3 Erarbeiten der Schwungphase in die Position: Hüfte in Flexion, Abduktion, Außenrotation, Knie extendiert, Fuß in Dorsalflexion, Supination.

um ihn aus der Spitzfußstellung zu korrigieren. In der PNF-Behandlung zeigte er jedoch sehr wohl funktionelle Bestandteile eines physiologischen Gangbildes, wie die Abbildung 2 zeigt, in der die Abstoßphase simuliert wird. Aus dieser Startposition arbeitet der Patient aktiv und gegen Widerstand in die „Schwungphase“.

Auf Abbildung 3 ist gut zu erkennen, dass der Patient aus seiner Spitzfußhaltung heraus aktiv in der Lage ist, in die Dorsalextension zu arbeiten. Wird er im Anschluss an die PNF jedoch in einem Innenschuh fixiert, verliert er jegliches sensomotorisches Feedback, was aus der Bewegungsstarre der kleinen und großen Fußgelenke resultiert. Die fehlende Bewegung des Fußes muss in den weiterleitenden Gelenken (Knie, Hüfte, ISG, LWS, usw.) kompensiert werden.

Therapeutischer Leitsatz

Das Ziel aller physiotherapeutischen Maßnahmen ist es, die abnorme Steuerung des Muskeltonus und der Koordination zu beeinflussen, dem Patienten normale Haltungs- und Bewegungsmuster zu ermöglichen und ihm die Chance zu geben, sie sensomotorisch zu erlernen. Gemäß diesem Leitsatz ist

es nur allzu verständlich, dass die Therapeuten Kritik an den damaligen Hilfsmitteln äußerten. Denn in einer statischen Versorgung lässt sich kein Bewegungsmuster sensomotorisch erlernen.

Ein Hauptziel in der Versorgung mit sensomotorischen Einlagen nach Jahrling ist es deshalb, dem menschlichen Körper durch gezieltes Setzen von Reizen („Aktio“) eine physiologische Stützmotorik und Zielmotorik („Reaktio“) abzuverlangen. Die so genannte Haltungs- oder Stützmotorik gewährleistet die aufrechte Haltung des Körpers entgegen der Schwerkraft. Die Zielmotorik steht für die Steuerung aller Bewegungen. Beide Funktionsbereiche beeinflussen und ergänzen sich gegenseitig.

Für diese Art der gezielten sensomotorischen Beeinflussung ist unter anderem das Wissen über die neuromuskulären Zusammenhänge unseres Körpers unabdingbare Voraussetzung, um eine funktionelle Versorgung zu gewährleisten.

Ausführlicher Befund ist Grundlage

Grundlage für die Versorgung ist, dass der Techniker ein umfassendes Wissen über den menschlichen skelettalen und neuromuskulären Aufbau – zumindest

über den Fuß – besitzt. Dieses Kenntnis allein reicht jedoch nicht aus, wenn in der Versorgung biodynamisch und biomechanisch Einfluss auf Fehlstellungen des Fußes und seiner weiterleitenden Gelenke genommen werden soll. Der Fuß sollte nicht als isoliert zu versorgen betrachtet werden. Es gilt vielmehr die Zusammenhänge einer Fußfehlstellung auf die Körperstatik und die Körperdynamik im Gesamten zu erkennen. Um diesen Gesamtzusammenhang zu verstehen, macht sich die Wissenschaft das Modell der „mikroskopischen Linse“ zu Nutze und zerlegt den Körper in seine funktionellen Bausteine. Dies dient nicht nur den Wissenschaftlern als Erklärungsmosaik, um körpereigene Reaktionen auf die Versorgung zu analysieren, sondern hilft auch dem Techniker bei der praktischen Umsetzung am Patienten.

Wolfgang Potthast und Gert-Peter Brüggemann erläutern in ihrer Veröffentlichung „Wirkung von Schuhzurichtungen und Einlagen auf die Kinematik (gr. Bewegung) und Kinetik (gr. Einwirkung von Kräften) des Bewegungsapparates“, dass es durchaus Sinn ergibt, den Fuß nicht modellhaft als starren Körper zu betrachten. Ihn als mehrgliedriges System abzubilden, wie zum

Beispiel von Arampatzis et al. (2002) vorgeschlagen (er zerlegte den Fuß in ein sieben Segmente umfassendes Mehrkörpermodell), könnte weitaus wertvollere Informationen über Fußfehlformen, Belastungen und den Erfolg von Versorgungen mit Einlagen liefern.

Folglich ist es sinnvoll, den Fuß in seiner Struktur und Funktion genau zu kennen. Das bedeutet auch zu wissen, dass zum Beispiel eine Pronationsbewegung nicht alleine im unteren Sprunggelenk erfolgt, sondern dass an dieser Bewegung eine Vielzahl an Muskeln, Knochen und Gelenken beteiligt ist. Ergo muss eine Pronationseinschränkung nicht zwingend eine Beweglichkeitsreduktion im unteren Sprunggelenk als Ursache haben. Eine funktionelle Befundung, wie sie Lothar Jahrling aus vielen Methoden kombiniert hat, gibt dem Techniker hier eine begreifbare Hilfestellung.

Die Palpation

Nachdem das Einlagenkonzept theoretisch bekannt ist, muss durch Palpation an der Fußsohle die Wirkung der Einlage simuliert werden (Abb. 4–7). Dies geschieht, indem man den Fuß und das Knie in die maximal mögliche Extension bringt, um alle Muskelbäuche und Sehnenzüge an der Fußsohle



4 Mediale Palpation unter dem sustentaculum tali.



5 Laterale Palpation.



6 Palpation von plantar.



7 Konstruktion und Übertrag der Palpation auf die Belastungsmatrix.

zur Anspannung zu bringen. Bei dem Relief der später zu fertigenden Einlage darf es nicht zu massivem Druck auf Sehnenzüge und Muskelbäuche kommen. Auch die Zehen sollten in die Extension gebracht werden. Der Daumen des Technikers simuliert die Wirkung der einzelnen Erhebungen der Einlage, um die Funktionsveränderung herzustellen, die später erreicht werden soll. Die gute Rückfußpositionierung ist dabei zu sichern, ohne die Bewegung des vorderen unteren Sprunggelenks zu belästigen.

Die Überprüfung ist notwendig, da bei der Palpation die unterschiedliche Beschaffenheit des Bindegewebes und die Struktur der einzelnen Sehnen ertastet werden kann. Ein festes Bindegewebe wird weniger Druck von plantar benötigen, um eine Bewegungsveränderung hervorzurufen, als ein schlaffes Bindegewe-

be. Dementsprechend wird die Höhe der Erhebungen auf der Einlage unterschiedlich aussehen. Das Ergebnis sollte auf das Abbild des Fußes übertragen werden (Abb. 8), damit in der Produktion der Einlage diese Informationen genutzt werden können (Abb. 9). Bei der Palpation kann man in den meisten Fällen genau herausfinden, wo Druck auf die Fußsohle gebracht werden kann und wo nicht. Muskelbauch und Sehnen sind deutlicher zu palpieren als das weichere Bindegewebe.

Auch die Sensibilität des Patienten sollte mit in die Bewertung des maximal zu ertragenden Druckes hineinfließen. Ein eher empfindlicher Patient kann weniger Druck ertragen als ein unempfindlicher Patient. Ein neurologisch spastisch erkrankter Patient braucht wesentlich mehr Druck an der plantaren Fußsohle als ein „gesunder“ Mensch, damit

eine Bewegungsveränderung erreicht werden kann. Die Palpation und auch die Funktionsüberprüfung der Gelenke sollte gerade beim Spastiker stets mit langsa-

men Bewegungen getätigt werden, da die Nervenorgane schneller erregbar sind und es sonst zu einem schnellen Einsetzen der Spastik kommt.

Die Abbildung 10 zeigt die funktionellen Elemente der sensomotorischen Einlage, deren Gestaltung sich an den Palpationsbefunden orientiert.

Einlagenproduktion und Wirkweise

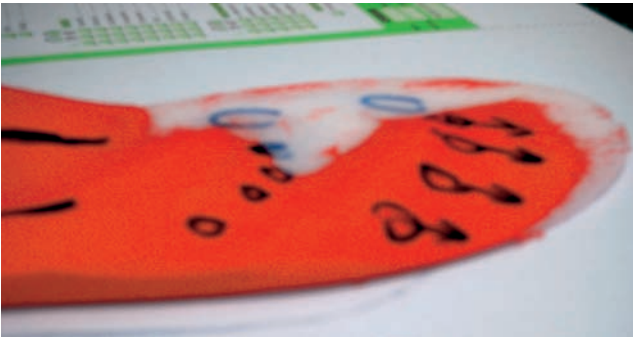
Die Herstellung der sensomotorischen Einlage unterliegt strikt den Erkenntnissen des vorausgegangenen Befundes.

Das Ziel ist, die Körperbewegung zu verändern, indem die Einlage den Fuß innerhalb der Bewegung in seiner Position verändert, so dass der Patient mit seinem sensomotorischen System eine neue physiologischere Bewegungsstrategie erarbeiten muss. Dabei werden folgende Prinzipien angewandt:

1. Veränderung der Gelenkpositionen über die Einlagenpelottierungen und -anhebungen,



8 + 9 Übertrag von der Belastungsmatrix auf die Einlage.



10 Die Mittelfußköpfchen sitzen direkt vor der stufenförmigen Pelottierung genau so wie es beim Patienten palpierbar war. Die Zehenbank bringt eine weitere Streckungsvariante.

2. Veränderung der Sehnen- und Muskelstrecken,
3. Verbesserung der Propriozeption durch verstärkten Fußsohlenkontakt,
4. Optimierte Reaktivität des Golgisehnenapparates,
5. Reflexlokomotion über die Fußsohle,
6. Statische Positionierung zur Verbesserung der Dynamik,
7. Synchronisation synergistischer Muskelarbeit durch Freilassen aller Gelenkbewegungen.

Durch die völlige Bewegungsfreiheit der Fußgelenke muss und kann die gesamte Bewegungskette im Körper eine Veränderung der Bewegung herstellen. Dabei wird nachweislich die Funktion im ganzen Körper verändert.

Einlageneinpassung

Eine sensomotorische Einlage nach Jahrling funktioniert umso besser, je mehr sich der Handwerker die Mühe gemacht hat, eine Symbiose zwischen Fuß, Schuh und Einlage herzustellen. Folgendes gilt es dabei zu beachten:

- Die Einlage darf an der Unterfläche nicht breiter sein als die Brandsohle.
- Sie sollte am Kontakt zur Fußfläche nicht schmaler sein als der Fuß.
- Sie darf dem Fuß nicht so viel Volumen im Schuh

wegnehmen, dass der Schuh zu eng wird.

- Sie muss der Absatzsprengung gerecht werden.

Wenn das alles nicht umzusetzen ist, sollte über einen anderen Schuh nachgedacht werden, oder der Patient muss sich mit einer geminderten Funktion arrangieren.

Die Bewegung mit der Einlage im Schuh sollte überprüft werden.

Da die Anhebungen zu Beginn der Therapie vom Patienten oft als unangenehm beschrieben werden, sollte überprüft werden, ob die Druckposition, die der Patient beschreibt, mit dem durch die Einlagenversorgung erwünschten Druck übereinstimmt. Wenn dies nicht der Fall ist, muss eine Verschiebung der Pelottenpositionierung vorgenommen werden.

Kontrolle

Die Kontrolle dient der Frage nach einer Beschwerdefreiheit oder Besserung.

An der getragenen Einlage kann relativ genau überprüft werden, ob die Bewegung physiologisch gelaufen ist oder nicht. Eine falsche Bewegung führt oft zu einer Torsion der Einlage. Blasen an der Fußsohle sind ein sicheres Zeichen für ein falsch angefertigtes Relief. Wenn der Patient hier immer noch unangenehmen Druck beschreibt, kann sich das



11 Die linke blaue Einlage hat eine falsche konstruierte Pelottierung. Medial werden die Plantarfaszie und der kurze Fußsohlenmuskel belastigt



12 Die Mittelfußköpfchen werden nur angehoben, der Fuß fällt in der Abstoßphase in starke Eversion.

sensorische System nicht auf die Anforderungen für die gewünschte neue Bewegung einstellen. In diesem Fall ist eine Optimierung der Einlagenversorgung angezeigt.

Die Abbildungen 11 und 12 zeugen von Versorgungsbeispielen, bei denen die Funktionselemente falsch konstruiert wurden und eine Neuversorgung erfolgen musste.

Da eine sensorische Einlage eine Lerneinlage ist, stellt sich eine Bewegungsänderung oft erst nach ein bis zwei Wochen ein. Auch hier sollte mit den gleichen Voraussetzungen gearbeitet werden wie bei der Untersuchung. Die Bewegungsanalyse ist hier das Mittel, um eine weitere Verbesserung anstreben zu können.

Die Funktionsüberprüfung und die Palpation kann wiederholt werden, und die Überprüfung der Einlage sollte erfolgen.

Fallbeispiel

Der Patient hat ein laterales Schmerzsyndrom zwischen Wadenbein und Fersenbein.

Der Fuß bleibt zwischen Auftrittsphase und Abstoßphase in der Eversion (Abb. 13). Die daraus resultierende Komprimierung im lateralen Bereich des Fußes ist latent vorhanden.

Die Endorotation im Kniegelenk, die Rotation der Hüfte und die Blockie-

rung des Iliosakralgelenks sind dadurch programmiert.

Funktionell muss die Eversion durch eine starke Pelottierung unter dem Sustentaculum tali korrigiert werden, damit die Komprimierung lateral beendet wird (Abb. 14). Dadurch werden in allen oberen Gelenketagen bessere physio-

logischere Bewegungsstrategien ermöglicht.

Der Patient hat nach zehn Minuten keinerlei Schmerzen mehr gespürt. Gleichzeitig haben sich die Schmerzen im Iliosakralgelenk nach einer Woche aufgelöst.

Wie auf Abb. 15 zu sehen ist, musste an der Einlage

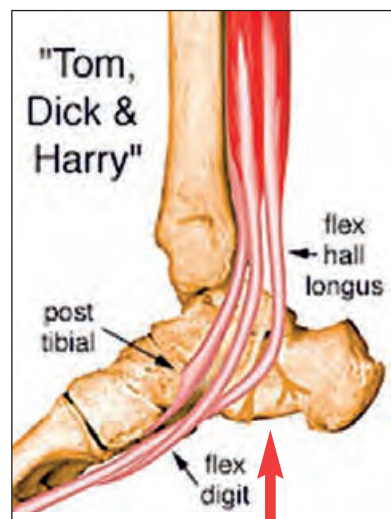
viel nachgearbeitet werden um eine optimale Positionierung für die darauf folgende Bewegung zu finden. Die Ansicht, einen einzelnen Muskel zu aktivieren oder gar zu hemmen haben wir komplett zur Seite gelegt. Alle wissenschaftlichen Studien haben eindeutig belegt, dass es nicht um ein-



13 Ein Patient mit lateralem Schmerzsyndrom zwischen Wadenbein und Fersenbein.



14 Pelottierung unter dem Sustentaculum tali



15 Die Seitenansicht zeigt, wie hoch die Pelotte gearbeitet werden musste, um die optimale Bewegungsunterstützung zu erreichen.

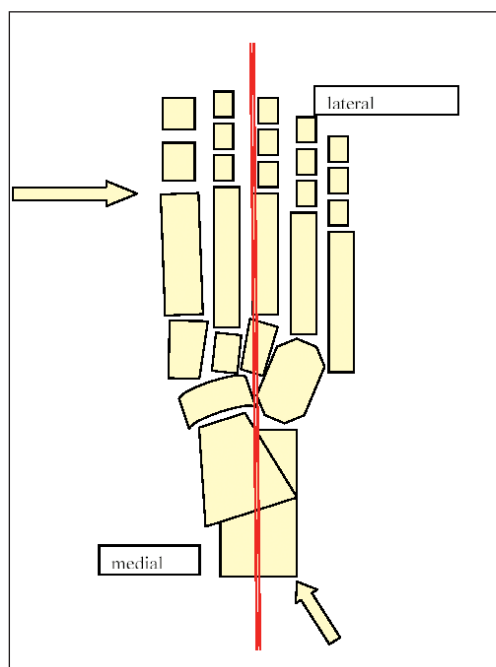


zelne Muskeln geht, sondern immer um Muskelketten und die gesamte Funktionsveränderung innerhalb der Bewegung.

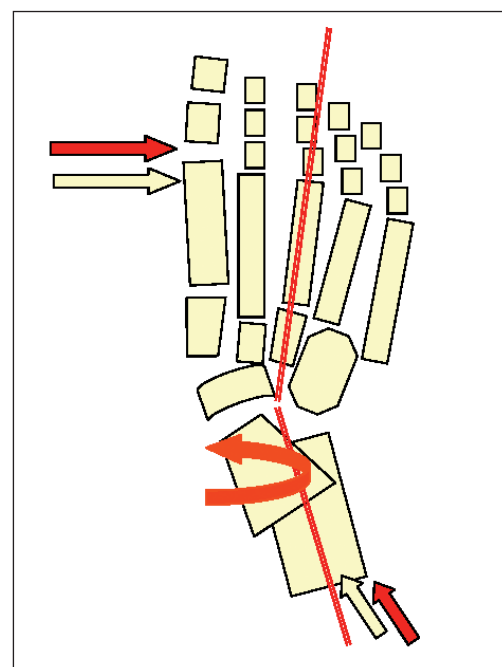
Fazit

Die sensomotorische Einlage nach Jahrling ist nach 15 Jahren Entwicklungszeit eine Einlage, die von schwer neurologisch betroffenen Patienten, Leistungssportlern und dem einfachen Büroangestellten getragen wird. Jedoch hat das Konzept nicht den Anspruch alle Probleme lösen zu können. Wenn aber das Lernpotenzial eines Patienten vorhanden ist, also eine neue Bewegung erlernt werden kann, dann ist dieses System in der Lage, dieses Lernen therapeutisch zu unterstützen. Physiotherapeutische Behandlungskonzepte werden somit unterstützt und der Übungsgedanke einer physiotherapeutischen Behandlung kann deutlich zu besseren Ergebnissen führen. Operative Maßnahmen können sich in ihrer Ausführung an diesen Lerngedanken anlehnen und es kann deutlich weniger gelenkversteifend operiert werden.

Therapeutische und operative Maßnahmen können in ihrer Wirkung durch die Versorgung mit sensomotorischen Einlagen unterstützt



16 Der gesunde Fuß: Die Mitte des Fersenbeins und die Mitte des Vorfußes verlaufen in einer geraden Linie. Die Hebelarme für die Auftritts- und Abstoßphase sind an der physiologischen Position.



17 Der abgesenkte Fuß. Die Torsion im Verhältnis vom Rückfuß zum Vorfuß wird sichtbar. Die Endrotation über den Talus kann sich entwickeln. Iliosakralgelenke können blockieren. Der Hebelarm in der Auftrittsfläche verlängert sich. Der Hebelarm für die Abstoßphase verlängert sich nur medial.

und optimiert werden. In geeigneten Fällen kann die Einlage auch als Präventionshilfsmittel eingesetzt werden. ■

Literatur:

1. Beckers, Dominiek, Deckers, Jos; Ganganalyse, Gangschulung; Axel Springer Verlag, 1997
2. Dobrinski, Krakau, Vogel; Physik für Ingenieure; B.G. Teubner, 2003
3. Frisch, H.; Programmierte Therapie am Bewegungsapparat; Axel Springer Verlag, 2002
4. Hollmann, Wildor; Sportmedizin - Grundlagen für Arbeit, Training und Präventivmedizin; Schattauer Verlag, 2000
5. Kapandji, I. A.; Funktionelle Anatomie der Gelenke; Hippokrates Verlag, 2001
6. Myers, Thomas W.; Anatomy Trains - Myofasciale Meridiane; Urban & Fischer Verlag, 2004
7. Poeck, Klaus; Neurologie ein Lehrbuch für Studierende und Ärzte; Axel Springer Verlag, 1978
8. Potthast, W; Brüggemann, G.-P.; Wirkung von Schuhzurichtungen und Einlagen auf die Kinematik und Kinetik des Bewegungsapparates, Abstract, dvs-Tagung, Bad-Sassendorf 2006
9. Schadé, J.P.; Einführung in die Neurologie; Gustav Fischer Verlag, 1994
10. Sullivan, Patricia e., Markos, Trudence D.; PNF - ein Weg zum therapeutischen Üben; Gustav Fischer Verlag, 1985
11. Weitbrecht, W.U.; Zerebrovaskuläre Erkrankung; Gustav Fischer Verlag, 1992

Hubert Klauser:

Der Gebrauch sensomotorischer Aktiveinlagen in der modernen Fußchirurgie

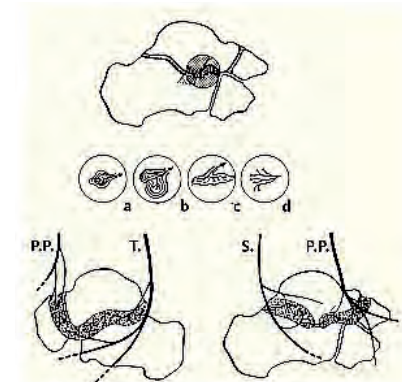
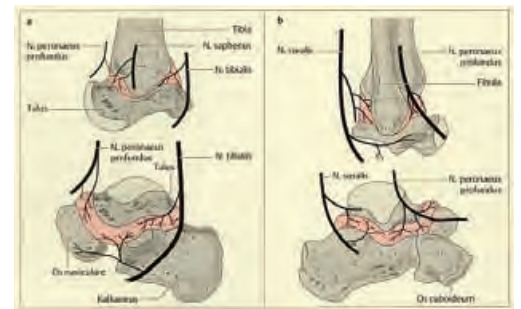
Zusammenfassung:

Die Behandlung mit sensomotorischen Aktiveinlagen stellt aufgrund der aktiven Stimulation der Fußmuskulatur eine ganzheitliche Alternative, aber auch Ergänzung in der modernen Fußtherapie dar. Das Indikationsspektrum ist groß und betrifft vor allem Fußfehlformen bei Kindern und Erwachsenen aber auch postoperative und posttraumatische Zustände sowie zur Chronifizierung neigende Fußprobleme und therapeutische Problemfälle. Der große Vorteil sensomotorischer Einlagen in der Fußorthopädie und Fußchirurgie ist vor allem der ganzheitliche Ansatz durch die gleichzeitige Beachtung der gesamten Körperstatik. Schwere, fixierte, irreversible Fußfehlformen – vor allem posttraumatisch – fallen nicht in das Indikationsspektrum sensomotorischer Einlagen.

Der Fuß stellt ein äußerst sensibles Organ dar, welches bei jedem Schritt Informationen über Temperatur, Festigkeit, Oberflächenbeschaffenheit und Neigung des Untergrundes aufnimmt und weiterleitet. Im Laufe des Lebens nimmt diese Fähigkeit der „Taktile Gnosis“ unter Umständen kontinuierlich ab. Unterschiedliche Faktoren sind zu unterschiedlichen Lebensabschnitten dafür verantwortlich. Die Auswirkungen solcher Störungen der fußgewölbebildenden und den Abrollvorgang steuernden Fußmuskulatur betreffen dann nicht nur den Fuß selbst, sondern setzen sich auf die gesamte Körperstatik und den gesamten Bewegungsapparat fort. Insofern ist die Korrektur von Defiziten und Fehlstellungen des Fußes ebenso wie die Prophylaxe für den gesamten Körper von Vorteil und meist sogar unumgänglich. Die Philosophie der Beeinflussung und Förderung sensomotorischer Fähigkeiten über spezielle Einlagen sollte daher auch in der modernen Fußchirurgie vor allem perioperativ (= die Zeit um die Operation herum betreffend) und posttraumatisch immer mehr Beachtung finden.

Ganzheitliches Fußkonzept

Schlagworte wie Eigenwahrnehmung, Sensorik, Motorik und Stabilität haben in der modernen Fußchirurgie ebenso Einzug gehalten wie die Tatsache, dass der Fuß nicht alleine isoliert zu betrachten ist sondern vielmehr in ein ganzheitliches fußorthopädisches Konzept integriert werden sollte. Grund hierfür ist die bereits angesprochene Fähigkeit des Fußes, Informationen weiterzugeben und schließlich nach entsprechender sensomotorischer Integration eine reflektorische neuromuskuläre Antwort zu erhalten, mit der nicht nur eine Steuerung der Schwerkraft möglich ist, sondern auch eine kontrollierte Bewegung. Der Fuß ist somit einerseits kybernetisches und andererseits propriozeptives Or-



1 Sinus Tarsi: sensomotorische Schaltzentrale im Bereich des unteren Sprunggelenkes mit Anhäufung von Rezeptoren.

gan zugleich. Diese Fähigkeit des Fußes sollte therapeutisch sowohl bei chirurgischer Intervention als auch bei konservativer Vorgehensweise berücksichtigt werden, um Folgeerscheinungen und sekundäre Schäden nicht nur des Fußes alleine sondern auch des gesamten Bewegungsapparates zu verhindern.

Störung durch Veränderung?

Der Fuß ist zwar die Schaltzentrale des Körpers schlechthin, beinhaltet aber eine Vielzahl von Störmöglichkeiten und stellt ein ausgesprochen sensibles und anfälliges System dar, welches schnell aus dem Gleichgewicht geraten kann.

So unterliegt die erwähnte Fähigkeit der „Taktile Gnosis“, also die Erkennung von Temperatur, Festigkeit, Oberflächenbeschaffenheit und Nei-

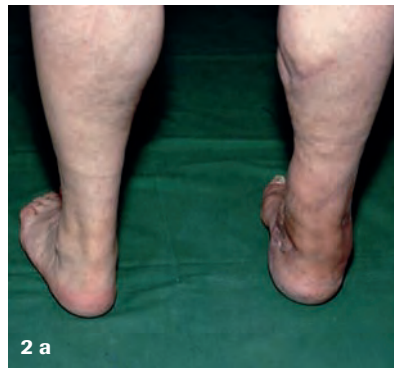
Anschrift des Verfassers:

Dr. Hubert Klauser
Orthopäde-Chirurg-
Handchirurg/Fußchirurgie
Zentrum für Bewegungsheilkunde
Bozener Straße 17
10825 Berlin
E-Mail: klauser@bewegungsheil-
kunde.de

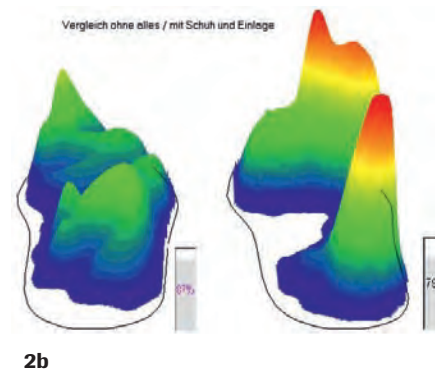
gung, einer hohen Abnutzung. Die Rezeptoren wie Muskelspindelrezeptor, Hautrezeptor, Gelenkrezeptor und Mechanorezeptor reagieren auf den Tonusverlust der Fußmuskulatur und einzelner Fußmuskeln, auf Veränderungen der Fußform, der Fußgewölbebildenden und den Abrollvorgang steuernden Fußmuskulatur, letztendlich auf Störungen des gesamten Haltungs- und Bewegungsapparates.

Sensomotorische Aktiveinlagen zielen auf eine Verbesserung der propriozeptiven Fähigkeiten, der Koordination und der Eigenwahrnehmung ab. Sie stellen zu den herkömmlichen, statisch ausgerichteten und rein biomechanisch orientierten Einlagentypen eine Alternative und Bereicherung des Anwendungsspektrums dar.

Einlagen mit rein festen, bettenden Komponenten dienen einer skelettstützenden Maßnahme und bewirken eine Reduktion der Bewegung mit Entlastung und teilweise sogar Rückbildung der Muskulatur – ohne Einfluss auf die Kinematik. Im Gegensatz dazu verfolgen sensomotorische Aktiveinla-



2 a Zustand nach Replantation einer Desartikulationsverletzung im rechten OSG.



2 b Postoperative Versorgung mit Aktiveinlagen und veränderter Druckverteilung in der Pedobarographie. Links mit Schuh und Einlage, rechts ohne alles.

gen eine aktive Stützung und Veränderung mit Stimulation spezifischer Muskelgruppen und Förderung der Taktilen Gnosis, der Koordination und des muskulären Gleichgewichtes.

Dies können wir uns in der Behandlung fußchirurgischer Probleme ebenso wie in der perioperativen Betreuung sehr gut zu Nutzen machen.

Wie wirken Aktiveinlagen?

Afferente Impulse von Muskelspindel, Sehnen-, Gelenk- und Mechanorezeptoren bilden die Summe der propriozeptiven Information aus der Peripherie an das Gehirn. Dort findet eine Verschaltung mit vestibulären, visuellen und kranio-mandibulären Signalen sowie der Viszerozeption im Gehirn und

Kleinhirn statt. Man spricht hierbei von einer „just in time“ Regulation beziehungsweise sensomotorischen Integration. Die sensomotorische Steuerung wird dann aus dem Abgleich propriozeptiver, exterozeptiver und viszerzeptiver Impulse von zentralen Kontrollmechanismen als reflektorisch-neuromuskuläre Antwort entworfen. Die hier vorgestellten Aktiveinlagen stimulieren entsprechend einem sensomotorischen Muskelkoordinationstest (Ringtest) die speziellen Rezeptoren beziehungsweise die schwach getestete Muskulatur und führen somit sukzessive zu einer Stellungs- und Haltungskorrektur, was sekundär zu einer Schmerzreduktion führt. Die Spezialeinlage besteht aus sieben mit einem Kautschukgranulat befüllbaren Kammern, die sich durch eine besonders hohe Rückstellkraft (Shorehärte) auszeichnen. Eine individuelle patientenorientierte Befüllungskorrektur ist jederzeit möglich. Ziel ist es nach dem Motto „form follows function“ eine aktive Stützung des Fußes durch Stimulation spezifischer Muskelgruppen hervorzurufen und die „Taktile Gnosis“ ebenso wie koordinative Fähigkeiten und das muskuläre Gleichgewicht zu verbessern.

Wann werden sie eingesetzt?

Im Folgenden möchte ich das Anwendungsspektrum im orthopädisch-fußchirurgischen Alltag vorstellen, wobei explizit zu erwähnen ist, dass die Aktiveinlagen *einen* Bestandteil des Behandlungskonzeptes darstellen und je nach Indikation sowohl statische als auch sensomotorische Einlagen ihre Verwendung finden.

Neben juvenilen Fußfehlformen und koordinativen Störungen im Kindesalter behandeln wir unsere Patienten auch perioperativ und posttraumatisch mit sensomotorischen Aktiveinlagen, falls die Indikation hierfür gegeben ist. So kann die Behandlung von Distorsionstraumata des oberen und/oder unteren Sprunggelenkes – um nur eines von vielen möglichen Beispielen zu erwähnen – gerade wenn es sich um einen prolongierten Verlauf mit persistierender Ergussbildung und zusätzlichem Weichteilödem handelt, neben dem üblichen Behandlungsregime sehr erfolgreich mit der Verbesserung propriozeptiver Fähigkeiten durch das Tragen der Aktiveinlagen unterstützt werden. Neben der Verbesserung



3 Sensomotorische Aktiveinlage. Links die Oberseite mit Alcantaraüberzug, rechts die Unterseite mit Befüllungsvorrichtung (Kautschukgranulatbefüllung).



4 14-jähriges Mädchen: Senk-Knickfuß mit Hallux-valgus-Deformität.



5 Chronische Achillodynie beidseitig.

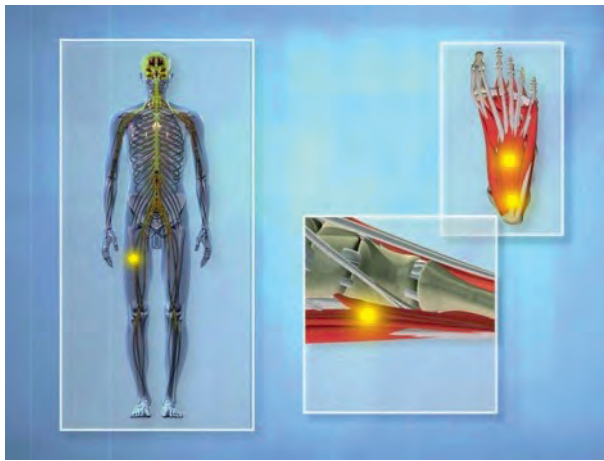


6 a – c Einlagenversorgung während komplexer Korrektur einer einseitigen Brachymetatarsie (man beachte die postoperativ korrekte Ausrichtung der Zehenstrahle 3 bis 5). **a** Präoperativ (13-jähriges Mädchen) **b** Röntgenbild (8. Monat postoperativ) **c** Klinisches Bild (8. Monat postoperativ).

der Koordination und Stabilität kommt es zusätzlich zu einem Anschwellen aufgrund der Stimulation des venösen Plexus im Fußsohlenbereich, zu einer Verminderung der Rezidivanfälligkeit und nicht zuletzt zur Schmerzfreiheit. Bei Verletzungen im Sprunggelenksbe-

reich kommt es nicht selten zu einer Schädigung der sensorischen Nervenfasern im Sinus Tarsi, was zu einem Verlust der Propriozeption und letztlich der Stabilität führt. Insofern ist ein intensives Auftrainieren der Sensorik zur Vermeidung einer chroni-

schen Instabilität mit den Folgen eines dorsalen und/oder ventralen Impingement oder gar einer sekundären Arthrose von enormer Wichtigkeit. Wir führen daher zusätzlich zu der Verordnung von Aktiveinlagen ein sensomotorisches Trainingskonzept nicht nur



7 Affferenzstimulation.

beim Hochleistungs- und Leistungssportler sondern auch bei sportlich nur gering Aktiven durch. In unserem Behandlungsregime – sowohl operativ als auch konservativ auszubehandelnder Sprunggelenksverletzungen – hat in der Spätbehandlungsphase die sensomotorische Aktiveinlage ihren festen Bestandteil.



8 Komplexe Umstellung bei Vorfußdeformität.



9 Persistierender intraartikulärer Erguss und persistierendes Weichteilödem nach Supinationstrauma links und gleichzeitig vorliegender venöser Insuffizienz.



10 Ventrales Impingementsyndrom / OSG.

Hilfe bei komplexen Schäden

Schwere Fußverletzungen mit komplexer Schädigung nervaler und vaskulärer Strukturen bieten sich im Rahmen der Stufentherapie ebenfalls hinsichtlich der Verwendung von sensomotorischen Einlagen geradezu an. So kann bei schweren posttraumatischen beziehungsweise postoperativen Zuständen im Stadium der Teil- und Reinnervation zur Verbesserung der funktionellen Sensibilität und Desensibilisierung ebenso wie zur Verbesserung der motorischen Funktion, der Koordination, des venösen und lymphatischen Abflusses die sensomotorische Aktiveinlage eingesetzt werden. Der Effekt dieser speziellen Einlage kann auch hierbei pedobarographisch sehr gut dokumentiert und nachgewiesen werden. Fixierte, statische posttraumatische Fehlformen sind hiervon natürlich gleichermaßen ausgeschlossen wie dekomensierte Füße.

Rückfußprobleme wie der dorsale und plantare Fersensporn, das Haglund Syndrom und Achillodynien – um einige wenige Beispiele exemplarisch anzuführen – können zusammen mit intensiven physikalischen und physiotherapeutischen Maßnahmen – Spiraldynamik und/oder sensomotorisches Training – sowie der Aktiveinlagen sehr gut therapiert werden. Die hierdurch verbesserte muskuläre Balance und die Kräftigung der Fußgewölbebildenden Muskulatur führen nicht nur zu einer Verbesserung der Fußform sondern vor allem zur Beschwerdefreiheit und verhindern ein Rezidiv.

Daher eignet sich die Einlage auch bestens in der Anwendung nach einfachen und komplexen knöchernen Umstellungen zum Beispiel bei Vorliegen einer Vorfußdeformität.

Kontrolle durch Stimulation

Sofern möglich erhalten unsere Patienten in der postoperativen Nachsorge, nachdem der Vorfußentlastungsschuh abtrainiert ist, eine sensomotorische Einlage. Gerade nach vier- bis sechswöchigem Tragen eines Verbands- oder Vorfußentlastungsschuhes kommt es zu einem komplexen Derangement der Körperstatik und Patienten mit Korrekturen einer Vorfußdeformität klagen über nicht geringe Probleme der Körperstatik, die durch die langwierige Fehlbelastung oft völlig aus dem Lot gekommen ist. Knie-, Hüft- und Lendenwirbelsäulenprobleme sind unter Tragen des genannten Entlastungsschuhs häufig zu beobachten und stellen später einen Teufelskreis dar, den es zu beheben gilt. Umso wichtiger ist es, eine ganzheitliche körperstatikbetonte Fußorthopädie zu betreiben. Denn wenn wir solche Probleme vermeiden wollen, sollten wir frühzeitig an die Haltungs- und Bewegungskontrolle durch Stimulation und Beachtung der Sensomotorik denken.

Insbesondere jugendliche Patienten profitieren von diesem Konzept, wenn komplexe Korrekturen von angeborenen Fehlbildungen durchgeführt werden. Durch umfassende operative Intervention im Fußbereich kommt es zwar in den meisten Fällen zu einer sowohl kosmetischen als auch funktionellen Verbesserung, allerdings ist die gesamte Biomechanik des Fußes derart verändert und teilweise sogar gestört, dass eine Unterstützung durch Aktiveinlagen über einen längeren Zeitraum während des gesamten prä- und postoperativen Zeitraumes sinnvoller erscheint als eine Hilfestellung mit statischen Einlagen. ■

Literatur und Bildnachweis beim Verfasser.

Oliver Ludwig, Norbert Fuhr:

Standards in der Haltungsmessung bei sensomotorischer Versorgung

Zusammenfassung:

Angesichts der Vielzahl rückenkranker Patienten stellt sich zunehmend die Frage nach Korrekturmöglichkeiten zivilisationsbedingter Haltungsfehlformen (vgl. Breithecker 1992). Aktuell sind einige Einlagenkonzepte in der Diskussion, die zur Haltungsverbesserung und Haltungskorrektur dienen sollen. Um die Wirksamkeit solcher sensomotorischer Einlagenversorgungen zu überprüfen, sehen sich Wissenschaft und Handwerk mit der Schwierigkeit konfrontiert, Körperhaltung reproduzierbar zu erfassen.

Dieser Artikel will Standards in der Haltungsanalyse vermitteln, indem die Körperhaltung als Resultat eines dynamischen Regelprozesses erklärt und anschließend ein detailliertes Analysemodell zur Haltungsmessung vorgestellt wird. In drei definierten Messschritten kann die Wirksamkeit sensomotorischer Einlagen beurteilt werden.

Eine zentrale Rolle für die Wirksamkeit dieser Einlagen spielt die Güte der propriozeptiven Signalverarbeitung. Tritt sie hinter die visuelle Signalverarbeitung zurück, hat das Konsequenzen für die Haltungsregelung. Mittels des vorgestellten Analysemodells können derartige Defizite erkannt und entsprechende Therapiemaßnahmen durch Einlagen oder physiotherapeutisches Training empfohlen werden.

Anschrift der Verfasser:

Dr. rer. nat. Oliver Ludwig
PT Norbert Fuhr
Akademie & Forschungszentrum
für Ganzheitsmedizin
Institut für Biomechanik
55743 Idar-Oberstein
Hauptstraße 110
E-Mail: info@ibio.de

Bei der Analyse der Körperhaltung und beim Entwickeln von Versorgungskonzepten, die diese korrigieren sollen, muss immer betrachtet werden, dass Körperhaltung niemals ein statischer Zustand ist. Vielmehr ist das, was wir als aktuelle Haltung messen können, stets die Momentaufnahme eines komplexen Regelprozesses. Es ist wichtig, diesen Unterschied zu verstehen, denn die Wahl eines Therapieansatzes und auch die Kontrolle seiner Wirksamkeit müssen davon abhängen. Ebenso beeinflusst dieser Ansatz die prinzipielle Überlegung, ob und wie die Änderung der Körperhaltung durch eine Einlage oder Bandage überhaupt messbar ist.

Unser Zentralnervensystem bedient sich einer Fülle an sensorischen Informationen, um einen Überblick über den momentanen Zustand der

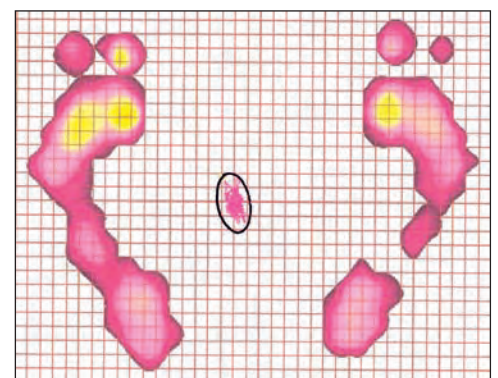
- Gelenkposition,
- Muskelaktivität,
- Sehnenspannung,
- Druckbelastung der Haut und
- Ausrichtung des Körpers zur Schwerkraft

zu bekommen (Allum et al. 1998). Nach Filterung dieser Information in Zentren des Hirnstammes entsteht im Gehirn ein virtuelles Abbild des Körpers. Auch bei geschlossenen Augen haben wir ein sehr gutes Gespür dafür, in welcher Position sich unser Körper gerade befindet, die Kognitionswissenschaft spricht von „Körperschema“ (Gallagher 2005). Die Informationen dieses „proprio(re)zeptiven Systems“ sind also die Basis dafür, dass unser Zentralnervensystem (ZNS) überhaupt ein aktuelles Zustandsbild der Körperhaltung entwickeln kann (Ernst und Bühlhoff 2004).

Haltung wird geregelt

Betrachten wir mit Hilfe einer Gleichgewichtsplattform, wie sich der Schwerpunkt des Körpers während einer Minute verlagert, so stellen wir fest, dass unser Körper stets eine

deutlich messbare Schwankung ausführt. Die meisten pedographischen Druckmessplatten bieten die Möglichkeit, im Rahmen einer statischen Messung die Körperschwerpunktverlagerung zu erfassen. Sie messen, wie das Lot durch den Körperschwerpunkt (der meist etwa in Bauchnabelhöhe in der Körpermitte liegt) über die Unterstützungsfläche wandert. Abbildung 1 zeigt deutlich, wie stark diese Schwankung ausgebildet ist. Wir stehen also keineswegs ganz ruhig, sondern unser Körper bewegt sich ständig leicht hin und her. Die Ursache dafür ist leicht zu verstehen: Betrachten wir unseren Körperaufbau einmal rein unter mechanischen Gesichtspunkten, dann fällt auf, dass unser recht hoch liegender Schwerpunkt über einer ziemlich kleinen Unterstützungsfläche liegt (einer Fläche, die kaum größer ist als diese aufgeschlagene Zeitschrift). Das entspricht einem Pendel, das man auf den Kopf gestellt hat. Eine solche Anordnung ist natürlich mechanisch instabil. Versuchen Sie, einen Schraubenzieher senkrecht stehend, mit dem Griff nach oben auf der Hand zu balancieren. Sie werden sehen, dass dies nur möglich ist, wenn Sie ständig die Hand leicht hin und her bewegen.



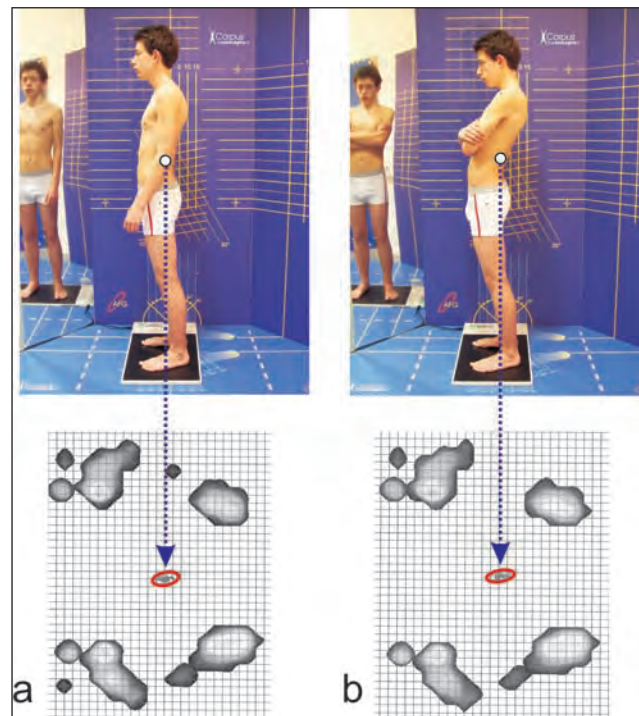
1 Wanderung des Körperschwerpunktes bei ruhigem Stehen innerhalb von einer Minute (Ellipse). Gemessen mit Zebris PDM-Plattform.

Vor ein ähnliches Problem sieht sich das ZNS gestellt: unser hoch stehender Schwerpunkt neigt ständig dazu, den Körper zur Seite wegkippen zu lassen. Mechanisch betrachtet ist diese Bewegung nicht unproblematisch: solange das Lot durch den Körperschwerpunkt innerhalb der Unterstützungsfläche zwischen den Füßen liegt, stehen wir stabil. Ragt es aber über diese Fläche hinaus, so fällt der Körper um. In der Neurophysiologie sprechen wir vom externem Gleichgewicht. Das ZNS hat stets die Aufgabe zu verhindern, dass wir umfallen, also das externe Gleichgewicht aufrecht zu erhalten.

Damit nicht genug: durch die gelenkige Bauweise unseres Körpers ist dieser zusätzlich mechanisch instabil. Damit wir nicht wie ein Kartenhaus zusammenklappen, muss das ZNS ständig Muskulatur aktivieren, die unsere Gelenke stabilisiert. Lässt die Muskelspannung nach, zum Beispiel durch eine kurze Bewusstlosigkeit, so sackt der Körper in sich zusammen. Dieses „Ausrichten“ der Körperelemente zueinander bezeichnen wir als internes Gleichgewicht. Um sich die Unterschiede zwischen internen und externen Gleichgewichtszuständen klar zu machen, führen Sie sich vor Augen, dass wir in einer Vielzahl von Körperpositionen sehr stabil stehen können. Abbildung 2 zeigt zwei komplett verschiedene Körperposen. In beiden Fällen ist das interne Gleichgewicht komplett verschieden, das externe wird jedoch stets gehalten – der Körper steht stabil und kippt nicht um. Eine Messung der Schwerpunktwanderung zeigt kaum Unterschiede zwischen beiden Situationen.

Damit muss ein wichtiger Punkt klar geworden sein: das ZNS versucht zunächst stets, das externe Gleichgewicht zu wahren. Dies kann es jedoch mit einer Vielzahl an internen Gleichgewichtszuständen realisieren. Damit dies möglich ist, werden ständig sensorische Informationen aus allen Körperregionen verarbeitet. Registriert das ZNS eine Abweichung von der geplanten Körperhaltung (dadurch, dass unser hoch stehender Körperschwerpunkt wegkippen will), dann werden Muskelgruppen angespannt, die den Körper in die andere Richtung zurückziehen. Nun droht unser „Schwerpunktpendel“ in die entgegengesetzte Richtung wegzukippen, und es werden andere Muskelgruppen aktiviert, die

2 Zwei verschiedene Körperhaltungen (interne Gleichgewichtszustände, oben) können ein ähnliches externes Gleichgewicht (unten) bewirken. Corpus concepts-Haltungsmesssystem.



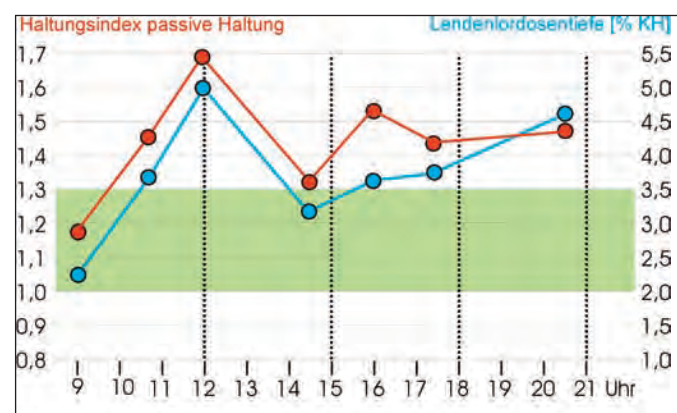
den Körper erneut stabilisieren. So kommt ein ständiges leichtes Schwanken zustande, das wir auf Gleichgewichtsplatten messen können. Neurophysiologisch gesprochen befindet sich der Körper in einem Regelungsprozess, der kontinuierlich ablaufen muss. Haltung ist somit das augenblickliche Resultat dieses Regelvorganges, also ein höchst dynamischer Prozess (Winter 1995). Daraus müssen wir folgende Schlussfolgerung ziehen: Messen wir Haltung, so machen wir nur einen „Schnappschuss“ der momentanen Situation. Im medizinischen Bereich setzt sich daher bei der Beurteilung von Haltungsschwächen eine neue Betrachtungsweise durch, bei der Haltung eher unter regulatorischen Gesichtspunkten betrachtet und Hal-

tungsschwächen eher als Regel-Defizite definiert werden (Ludwig und Schmitt 2006). Ähnlich wie der Blutdruck, so ist auch die Körperhaltung ein physiologischer Regelungsprozess und ändert sich daher im Tagesverlauf. Wenn ein Arzt eine pathologische Abweichung einer physiologischen Messgröße – etwa Bluthochdruck – diagnostizieren will, so muss er beispielsweise zwei Standardisierungen beachten:

- er muss mehrmals am Tag messen,
- er muss eine genaue Messabfolge einhalten (Patient sitzend, in Ruhe, Arm herabhängend, etc.)

Abbildung 3 zeigt, wie sich zwei Haltungsgrößen (der Haltungsindex und die Lendenlordosentiefe) im Tagesverlauf ändern. Dem entsprechend muss auch ein Arzt, Therapeut oder

3 Änderung der Haltungsparameter „Haltungsindex“ (summarische Haltungsbewertung, gute Werte liegen zwischen 1,0 und 1,3) und „Lendenlordosentiefe“ im Laufe eines Tages.



Orthopädieschuhtechniker, wenn er Haltung dokumentieren möchte, im günstigsten Fall mehrmals messen. Ebenso muss er eine genaue Messabfolge einhalten, zu der wir später noch kommen. Eine einmalige Haltungsaufnahme hat nur bei deutlichen Pathologien einen wissenschaftlichen Aussagewert.

Ansatzpunkte sensomotorischer Einlagen

Mit sensomotorisch wirkenden Einlegesohlen wird versucht, die Sinnesinformation, die der Körper zur Gleichgewichtsregelung einsetzt, zu beeinflussen. Prinzipiell sind es zwei Ansatzpunkte, die wir neurophysiologisch akzeptieren können:

- über Mechanorezeptoren in der Haut der Fußsohle wird das Druckbelastungsbild verändert (vgl. Duysens et al. 2000).
 - über gezielte Wirkung auf Sehnenrezeptoren und Muskelspindeln werden autonome Regelkreise angesprochen.
- Zum zweiten Ansatzpunkt muss folgendes erläutert werden: Die Längen- und Spannungsregelkreise der Muskeln arbeiten weitgehend auf reflektorischer Ebene im Rückenmark, ohne dass höhere Hirnzentren beteiligt wären. Sie garantieren die Stabilität des Rumpfes und der Extremitäten auf verschiedenen Körperebenen. Höhere Hirnzentren – dazu gehört auch das Haltungsregelungszentrum im Hirnstamm – können diese Regelkreise aber „überlagern“ (Morningstar et al. 2005; Dimitrijevic et al. 2000; Prentice et al. 2001). Sie integrieren deren Information und erstellen komplexere Haltungs-„programme“. Weiter darüber stehende Zentren – wie die motorischen Zentren im Großhirn – dominieren wiederum mit ihren motorischen Programmen die untergeordneten Neuronenverbände (Abb. 4, vgl. auch Dietz 1996).

Ein Beispiel soll dies verdeutlichen: Angenommen, Sie möchten die Arme verschränken (dies entspricht dem Beispiel in Abbildung 2). Ihr motorisches Zentrum im Großhirn berechnet, welche Muskeln wie stark angespannt werden müssen, um diese Bewegung zu ermöglichen. Ihre Gleichgewichtszentren im Kleinhirn und ihr Haltungsregelungszentrum im Rückenmark werten zuvor die sensorischen Informationen aus dem Körper aus. Damit Sie nicht umfallen, wenn sich die Arme

bewegen, sorgt der Hirnstamm dafür, dass bereits vor der Armbewegung einzelne Rumpfmuskelgruppen aktiviert werden, die den Körper stabilisieren. Damit das Haltungsregelungszentrum nicht überbeansprucht wird, weil es jeden einzelnen Muskel kontrollieren muss, schickt es eine „Sollvorgabe“ über das Rückenmark an die untergeordneten Muskelregelkreise. Die Muskulatur stellt sich jetzt auf eine neue Länge und Spannung ein und regelt ab diesem Punkt über Reflexe weitgehend autonom ihre Vorgaben. Durch diese hierarchische Organisation „delegieren“ die einzelnen Bereiche des ZNS die Aufgaben bis zu den ausführenden Muskeln (Atwood et al. 1994; Patla et al. 1999).

Ändern wir nun mit einer sensomotorischen Einlage die Informationen innerhalb eines Muskelregelkreises, so befinden wir uns noch auf der untersten hierarchischen Ebene. Die Konzepte der sensomotorischen Versorgung gehen jetzt davon aus, dass die ineinander greifenden Regelkreise dadurch – quasi „von unten nach oben“ – auch auf die höher liegenden ZNS-Ebenen wirken können. Nur so ließe sich eine dauerhafte Haltungsänderung durch sensomotorische Einlagen erklären. Letzten Endes muss nämlich der vom Hirnstamm vorgegebene „Sollwert“ beeinflusst werden. Auch Konzepte der Physiotherapie, die in Richtung einer „Haltungsschulung“ zielen, setzen an dieser Stelle an.

Messung der Körperwahrnehmung

Unser Gehirn nutzt nur einen geringen Teil der ihm zur Verfügung stehenden sensorischen Informationen. Pro Sekunde fließen 10 Millionen Bits aus den Proprio-, Vestibulär- und Mechanorezeptoren, sowie aus Augen und Ohren zum Zentralnervensystem. Unser Informations-Output, der definiert wird durch unsere Motorik und Sprache, umfasst aber nur 150 Bits pro Sekunde (Loosch 1999).

Das bedeutet, der überwältigende Teil der sensorischen Information wird weggefiltert. Aus den verbleibenden Informationen erzeugt das Gehirn eine interne Repräsentation des Körpers (Kuo und Horak 1998). Diesen Vorgang bezeichnet man als „sensomotorische Integration“. Dafür sind unter anderem auch Zentren im Hirnstamm verantwortlich.



4 Hierarchie der Haltungsregelung und der dazu notwendige sensorische Input.

Zur Haltungsregelung sind dabei vor allem vier Sinnessysteme relevant:

- der optische Sinn,
- die Druckrezeption unter den Fußsohlen,
- die propriozeptive Information aus Muskeln, Sehnen und Gelenken,
- die Gleichgewichtsinformation aus dem Vestibulärorgan im Innenohr.

Betrachten wir die drei letzten Systeme summarisch, so steht ihnen der optische Sinn entgegen. Aus der Psychologie ist bekannt, dass die Informationsverarbeitung der optischen Wahrnehmung trainiert wird, je intensiver wir uns in unserem Alltag darauf fixieren. Arbeiten am Computer, Fernsehen, Spielen auf Konsolen – all dies trainiert unsere visuelle Informationsverarbeitung. Zur Verdeutlichung muss aber klar hervorgehoben werden: Die Zahl der Informationsbits pro Sekunde ändert sich dadurch nicht, wohl aber die Filterung in den Gehirnzentren, also die Gewichtung einzelner sensorischer Systeme. In gleichem Maße ist zu erwarten, dass bei diesen weitgehend unbewegten Tätigkeiten die Bedeutung der propriozeptiven Information im Orchester der Sinneswahrnehmungen durch Filterung schwindet.

Pädagogen bestätigen schon seit vielen Jahren die nachlassenden Gleichgewichts- und Koordinationsfähigkeiten unserer Kinder. Psychologen wiederum bestätigen deren leis-

tungsfähigere Verarbeitung schneller visueller Information.

Sensomotorische Versorgung wirkt auf die propriozeptiven Signale, nicht auf den optischen Input. Dem entsprechend müsste vor einer Versorgung eigentlich auch bekannt sein, wie dominant der optische Sinn bei dem zu versorgenden Patient ist. Wenn sein ZNS die Bedeutung der Proprioinformation nur schwach gewichtet, jedoch den Anteil der visuellen Information hoch bewertet, dann werden wir durch Stimulation sensomotorischer Signale wahrscheinlich nur einen geringen Effekt bewirken. Dies führt uns zu zwei weiteren Schlussfolgerungen:

- vor einer sensomotorischen Versorgung sollte der Stellenwert dieser Information im Regelungsprozess des Patienten bestimmt werden,
- bei Defiziten in der propriozeptiven Signalverarbeitung sollten diese durch ein gezieltes (therapeutisches) Training bereinigt werden.

Standardisierte Haltungsmessung

Betrachtet man die dargelegten neurophysiologischen Konzepte, dann wird klar, dass wir weniger die aktuelle Haltung messen, als vielmehr die „Regelungsgüte“ der Haltungsregelung durch definierte Messungen erfassen sollten.

Auf der Basis dieser theoretischen Grundlagen haben wir ein Analysemodell erarbeitet, das die Regelungsmöglichkeiten der Körperhaltung in verschiedenen Zuständen als Grundlage hat (Abb. 5). Verschiedene motorische Defizite können aus den Messergebnissen abgelesen und die Wirkungsweise einer sensomotorischen Einlage abgeleitet werden. Wir gehen dabei von einer Basisuntersuchung aus, die je nach Fragestellung und apparativer Ausstattung beliebig ergänzt werden kann. Allerdings muss sich eine praxistaugliche und finanzierbare Untersuchung auch in einem definierten zeitlichen Rahmen bewegen!

Schritt 1: Bestimmung der Regelungsgüte der Körperhaltung

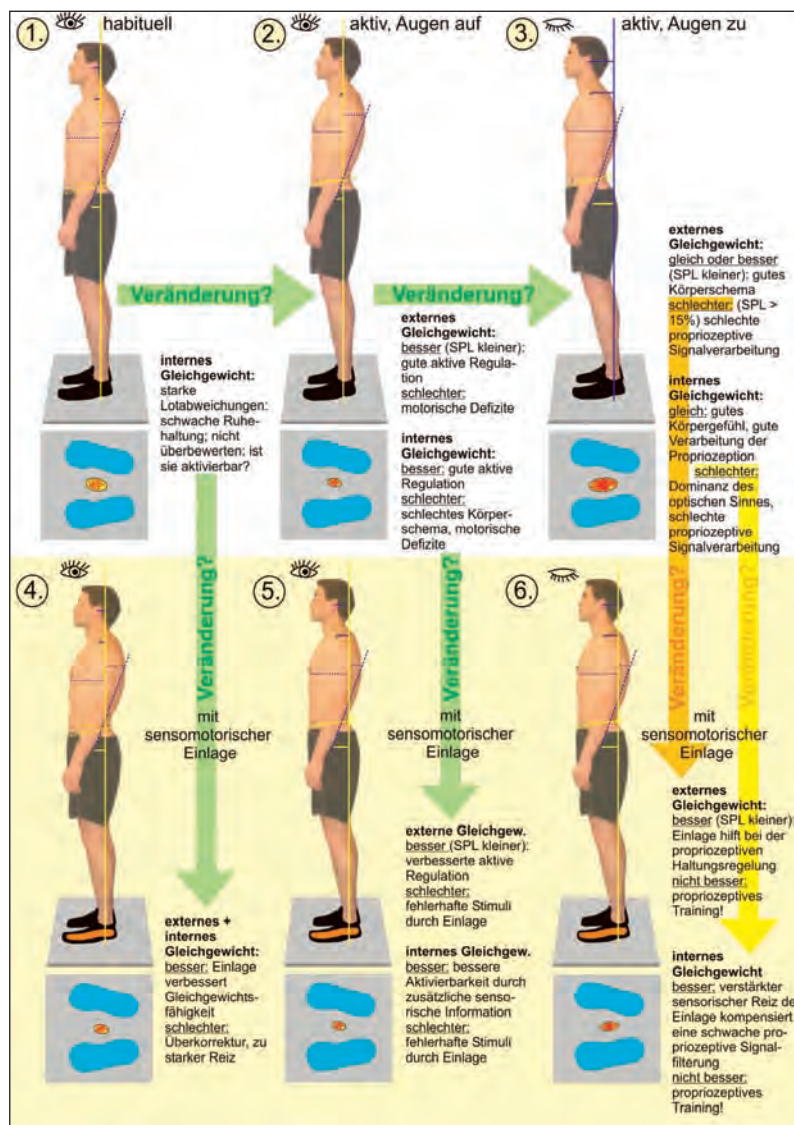
Basismessung

Der Unterschied zwischen habitueller (entspannter) Körperhaltung und aktiver Körperhaltung wird gemessen. Dazu sind zwei Haltungsmessungen notwendig. Wir empfehlen, folgende Parameter zu erfassen (vgl. auch Klee 1993, 1996):

- Tiefe der Lendenlordose und der Brustkyphose,
 - Abweichung von Kopf, Schulter, Hüfte vom Knöchellot,
 - Neigungswinkel des Beckens und des Rumpfes (Klee 1993),
 - Haltungsindex nach Fröhner (2002).
- Diese Parameter beziehen sich auf die seitliche Ebene.

Zusatz

Bei Defiziten in der Frontalebene (z. B. Schultertiefstand, Beckenasymmetrie, Skoliose) sollten zusätzlich folgende Parameter erhoben werden:



5 Standardisiertes Untersuchungs- und Bewertungsmodell für die Beurteilung der Wirkung sensomotorischer Einlagen.

- Schulterhöhe links – rechts,
- Höhe der Spinae post. sup. links – rechts,
- Höhe der Spinae ant. sup. links – rechts,
- Position des Brustbeins und der Brustwarzen,
- Dorsallot durch C 7 und die Rima ani,
- Lage der Dornfortsätze mit lokaler Krümmung.

Basismessung

Die Messung wird einmal in entspannter (habitueLLer) Körperhaltung durchgeführt und einmal bei aktiver Haltung. Positionierung des Probanden: Patient steht in Schuhen, Füße etwa hüftbreit auseinander, Kniescheiben zeigen nach vorne – hier hilft der Untersucher beim korrekten Ausrichten

der Beine. Brillen und Kontaktlinsen werden getragen!

Anweisung 1: „Stehen Sie ruhig und entspannt, schauen Sie geradeaus.“

Die Messung wird nun im aktiven (aufgerichteten) Stand wiederholt.

Anweisung 2: „Stellen Sie sich vor, Sie seien eine Marionette. Ich ziehe Sie an einem Faden am Kopf nach oben; Sie richten sich auf und werden größer. Atmen Sie normal weiter.“

Wichtig ist, dass der Patient nicht einfach den Bauch einzieht. Dadurch wird die Atmung flach. Der Untersucher kann durchaus am Anfang helfen, indem er den Patienten ausrichtet.

Auswertung

1. Kann der Patient überhaupt eine aktive Haltung einnehmen? Wenn nicht,

müssen die Ursachen festgestellt werden. Hat er Beschwerden dabei? Kann er seine Muskulatur nicht zielgerichtet anspannen? In diesem Fall ist das Körperschema gestört (Gallagher, 2005), und es muss therapeutisch zugearbeitet werden.

2. Wie ändern sich die gemessenen Parameter? Ist eine Verbesserung messbar:

- Reduzieren sich zuvor verstärkte Lendenlordosen und Brustkyphosen?
- Verlagern sich Abweichungen vom Lot wieder in Richtung Knöchellot?
- Vermindern sich verstärkte Becken- und Oberkörperneigungen?

Zusatz

Ist eine Druckmessplatte vorhanden, die eine Gleichgewichtsmessung erlaubt, so sollte der Patient in beiden Fällen darauf postiert und eine posturographische Messung gemacht werden.

Auswertung

Wie ändert sich die Schwankung des Körperschwerpunktes beim Übergang von der habituellen zur aktiven Haltung? Ein verwertbarer Parameter ist zum Beispiel die „Sway Path Length“ (SPL), also die Strecke, die der Schwerpunkt innerhalb eines definierten Zeitraumes (30 Sekunden oder 1 Minute) zurückgelegt hat.

Schritt 2: Bestimmung des Stellenwertes der Proprio-Information Basismessung

Der Patient bleibt in der aktiven Haltung stehen und schließt die Augen. Es wird nicht geredet. Nach einer Minute wird die Körperhaltung erneut gemessen. Der Untersucher gibt nach 30 Sekunden eine kurze Rückmeldung („Die Hälfte der Zeit ist schon um.“).

Während des Versuches muss der Patient „in sich hineinhören“, um seine Haltung zu regulieren. Sein ZNS kann nur noch auf propriozeptive und mechanorezeptive Informationen zugreifen. Ist die Informationsverarbeitung gestört, beziehungsweise das visuelle System zu dominant, so ist ein Haltungsverfall oder ein starkes Schwanken zu beobachten, sobald die Augen geschlossen werden.

Auswertung

Wie ändern sich die Haltungsparameter bei geschlossenen Augen?

- Bleiben diese weitgehend stabil, so verfügt der Patient über ein gutes Körpergefühl.
- Verschlechtern sich diese, so sind Defizite in der propriozeptiven Informationsverarbeitung zu vermuten.

Es sind oft zwei typische Reaktionen zu beobachten: die Haltung sackt komplett in sich zusammen und entspricht wieder der habitueller Haltung (Lordosentiefe und Haltungsindex nehmen zu) oder der Körper neigt sich nach vorne (die Lotabstände nehmen von unten nach oben zu). In beiden Fällen ist der Ansatz mit einer sensomotorisch wirkenden Sohle viel versprechend.

Zusatz

Bei Gleichgewichtsmessungen: wie ändert sich die Schwankung des Körperschwerpunktes bei geschlossenen Augen. Bei Zunahme der Schwankung um mehr als 15 Prozent sind Schwächen in der propriozeptiven Haltungsregelung zu vermuten.

Schritt 3: Bestimmung der Wirkung der Einlage Basismessung

Schritt 1 und Schritt 2 werden mit der sensomotorischen Einlage im Schuh wiederholt.

Auswertung

Es interessiert jetzt vor allem die Änderung der Parameter verglichen mit den Teilversuchen ohne Einlagen. Vor allem der Vergleich der aktiven Haltung mit offenen und geschlossenen Augen ist wichtig.

Wie ändern sich die Haltungspareparameter beim Tragen der sensomotorischen Einlagen? Die stärksten Änderungen sollten beim Stehen mit geschlossenen Augen zu beobachten sein. Gerade bei Patienten, die Defizite in der propriozeptiven Informationsfilterung haben, sind oft deutliche Verbesserungen feststellbar. Die sensomotorische Einlage verändert den afferenten Input und stößt einzelne Regelkreise vermutlich neu an.

Zusatz

Bei Gleichgewichtsmessungen: wie ändert sich die Schwankung des Körperschwerpunktes bei geschlossenen Augen beim Tragen der Einlage? Eine Abnahme der Schwankung deutet auf ei-

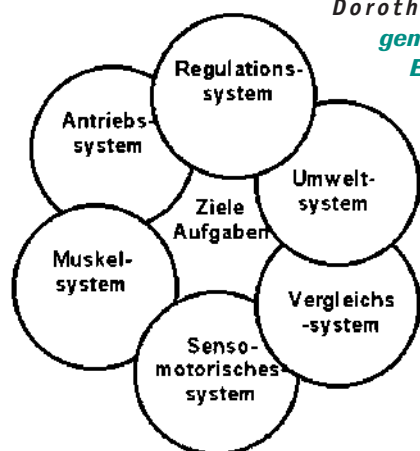
ne stabilere Haltungsregulation und gut wirkende Einlagen hin.

Machen Sie sich immer klar, dass wir bei diesem Ansatz weniger den aktuellen „Absolutwert“ unserer Haltungsmessgrößen betrachten, sondern vielmehr die Änderung dieser Messgröße beim Übergang von einem Regelungszustand (z. B. Augen geschlossen ohne Einlagen) zu einem neuen Regelungszustand (z. B. Augen geschlossen mit sensomotorischen Einlagen, vgl. Ludwig und Schmitt 2006). Die Bewertung einer einzigen Momentaufnahme der Haltung ist diagnostisch schwierig (Wydra 2004; Ludwig et al. 2003). Wichtig ist auch, dass Patienten mit starken Defiziten in ihrer sensorischen Verarbeitung der Proprio-Information als Ergänzung zur Einlagenversorgung mit einem physiotherapeutischen Trainingsprogramm gut beraten sind. Da einige motorische Fertigkeiten eng mit der Regulationsgüte der Körperhaltung korreliert sind, ergeben sich hier auch therapeutische Ansätze (vgl. Specht 2003; Orosz 2003; Winchenbach, 2003). Durch einfache regelmäßige Übungen (z. B. Einbeinstand, Stehen mit geschlossenen Augen, Stehen auf einer wackeligen Unterlage wie einem Sitzkissen) können der Gleichgewichtssinn und die propriozeptive Signalverarbeitung trainiert werden (Hazime et al. 2005). Die internen Filter im ZNS werden dadurch neu ausgerichtet. Ein besseres Ansprechen auf eine sensomotorische Einlage ist dann zu erwarten. ■

Literatur:

1. Allum, J. H. C., Bloem, B. R., Carpenter, M. G., Hulliger, M., Hadders-Algra, M. (1998): Proprioceptive control of posture: a review of new concepts. *Gait and Posture* 8, S. 214 – 242
2. Atwood, H. L., MacKay, W. A. (1994): Neurophysiologie. Schattauer. Stuttgart
3. Breithecker, D. (1992): Der Rücken im Kontext der Gesamtkörperstatik. *Haltung und Bewegung* 12 (2), S. 23 – 29
4. Dietz, V. (1996): Interaction between central programs and afferent input in the control of posture and locomotion. *Journal of Biomechanics* 29 (7), S. 841 – 844
5. Dimitrijevic, M. R., Gerasimenko, Y., Pinter, M. M. (2000): Evidence for a spinal pattern generator in humans. *Annals of the New York Academy of Sciences* 860, S. 360 – 376
6. Duysens, J., Clarac, F., Cruse, H. (2000): Load-regulating mechanisms in gait and posture: comparative aspects. *Physiological Reviews* 80 (1), S. 83 – 133
7. Ernst, M. O., Bühlhoff, H. H. (2004): Merging the senses into a robust percept. *Trends in Cognitive Sciences* 8 (4), S. 162 – 169
8. Fröhner, G. & K. Wagner (2002). Die Analyse von Rumpffunktionen. *Leistungssport* 6, S. 46 – 53
9. Gallagher, S. (2005): How the body shapes the mind. Oxford University Press
10. Hazime, F. A., Tanaka, C., Allard, P., Simoneau, M., Teasdale, N. (2005): Postural control under visual and proprioceptive perturbations during double and single limb stance. *ISB XXth Congress Proceedings*, S. 325
11. Klee, A. (1993): Haltung, muskuläre Balance und Training. Die metrische Erfassung der Haltung und des Funktionsstandes der posturalen Muskulatur. Verlag Harri Deutsch, Frankfurt a. M.
12. Klee, A. (1996). Zur Theorie der muskulären Balance. In: L. Zichner, M. Engelhardt & J. Freiwald (Hrsg.): Die Muskulatur, S. 197 – 209. Ciba-Geigy Verlag, Wehr
13. Kuo, A. D., Horak, F. B. (1998): The role of internal models in sensorimotor integration for human posture control. *Proceedings of the North American Congress on Biomechanics* 1998
14. Loosch, E. (1999): Allgemeine Bewegungslehre. Limpert Verlag, Wiebelsheim
15. Ludwig, O., Schmitt, E. (2006): Neurokybernetik der Körperhaltung. *Haltung & Bewegung* 1 (2006): S. 5 – 14
16. Ludwig, O., Mazet, D., Schmitt, E. (2003): Haltungsschwächen bei Kindern und Jugendlichen – eine interdisziplinäre Betrachtung. *Gesundheitssport und Sporttherapie* 19, S. 165 – 171
17. Morningstar, M. W., Pettibon, B. R., Schlappi, H., Schlappi, M., Ireland, T. V. (2005): Reflex control of the spine and posture: a review of the literature from a chiropractic perspective. *Chiropractic & Osteopathy* 13: 16. doi: 10.1186/1746-1340-13-16
18. Orosz, N. (2003): Welche Bedeutung hat das Gleichgewicht für die Haltung? *Gesundheitssport und Sporttherapie* 19, S. 177 – 178
19. Patla, A. E., Adkin, A., Ballard, T. (1999): Online steering: coordination and control of body center of mass, head and body orientation. *Experimental Brain Research* 129, S. 629 – 634
20. Prentice S. D., Drew, T. (2001): Contributions of the reticulospinal system to the postural adjustments occurring during voluntary gait modifications. *Journal of Neurophysiology* 85: S. 679 – 698
21. Specht, B. (2003): Welche Bedeutung hat die Koordination für die Haltung? *Gesundheitssport und Sporttherapie* 19, S. 175 – 176
22. Winchenbach, H. (2003): Welche Bedeutung hat Kraft für die Haltung? *Gesundheitssport und Sporttherapie* 19, S. 173 – 174
23. Winter, D. A. (1995): Human balance and posture control during standing and walking. *Gait and Posture* 3, S. 193 – 214
24. Wydra, G. (2004): Zur Problematik von Normwerten in der Bewegungstherapie. *Zeitschrift für Physiotherapie* 12, S. 2280 – 2289

Physiotherapie und Einlagen



1 Systemmodell der Motorik/Bewegung

Dorothea Waldeyer, Willi Vosen, Jochen Runge: *Will man kindliche Fußfehlstellungen effektiv therapieren, ist eine Kombination von physiotherapeutischer Behandlung und Einlagen die beste Methode. Der Beitrag stellt verschiedene Therapieansätze sowie die Möglichkeiten einer unterstützenden Einlagenversorgung vor, die den Fuß fordert und fördert, statt ihn nur zu betten oder mechanisch zu korrigieren.*

In den einzelnen Entwicklungsstadien des kindlichen Fußes sind sowohl funktionelle Anforderungen, als auch das Erscheinungsbild des Fußes unterschiedlich ausgeprägt. Im Laufe des Wachstums ist der kindliche Fuß einer Reihe von Einflussfaktoren ausgesetzt, diese bedingen auch die große Formvarianz. Behandlungsbedürftig sind allerdings nur solche Deformitäten, die mit einer funktionellen Störung einhergehen.

Die Physiotherapie arbeitet in der Pädiatrie vor allem nach den Konzepten von Bobath und Vojta. Bei diesen Behandlungsformen werden nicht nur Teilstrukturen (z.B. Hüfte, Fuß etc.) gesehen, sondern Wert auf eine ganzheitliche Sichtweise gelegt.

Basis der Behandlung auf neurophysiologischer Grundlage ist die Neuroanatomie und Neurophysiologie.

Bei Kindern auf Sensomotorik setzen

Da die Regulationsmechanismen des menschlichen sensomotorischen Bewegungssystems außerordentlich komplex sind, wurde ein Systemmodell der Motorik/Bewegung entwickelt (Abb.1).

Um eine effektive Durchführung der Aufgabe oder Ziele einer Bewegung zu erreichen, erfolgt eine unterschiedliche Gewichtung der Systeme durch das ZNS. Von entscheidender Bedeutung zur zielgerichteten Durchführung einer Bewegung ist die exakte Information über die räumliche Position der zu bewegendenden Extremität. „In jedem Moment während einer Bewegung reflektiert das ZNS den Zustand von Verlängerung oder Kontraktion der Muskulatur. Es ist folglich die Körpermuskulatur selbst, die das Öffnen und Schließen der synaptischen Verbindungen innerhalb des ZNS kontrolliert und somit den Output bestimmt.“ (Shunting-rule n. Magnus 1926). Dies bedeutet für die Physiotherapie, dass der Ansatz der Behandlung über das sensomotorische System erfolgen muss.

Faszilitation

Bei kindlichen Fußfehlstellungen muss zwischen echten Deformitäten (z.B. Klumpfuß, Spastik durch CP) und Störungen beziehungsweise Verzögerungen der normal-motorischen Entwicklung unterschieden werden. Bei starken Deformitäten ist eine Korrektur-Therapie dringend erforderlich. Dies kann unter Umständen auch operativ (z.B. Klumpfuß) erfolgen.

Bei einer verzögerten motorischen Entwicklung (z.B. bei Frühgeborenen, oder nach Krankheiten im Säuglingsalter) sollte diese Therapie die physiologische Entwicklung unterstützen. Bei übergewichtigen Kindern kann es zu asymmetrischem Wachstum der Knochenstrukturen kommen. Hier kann die Muskelkraft der Biegespannung nicht

entgegenwirken, die durch das erhöhte Gewicht hervorgerufen wird. Auf diese Weise kommt es zu einer knöchernen Deformität. Die Therapie besteht, neben einer Gewichtsreduktion, aus einem physiologischen Aufbautraining der muskulären Strukturen.

Bei Behandlungen nach dem Bobath-Konzept wird durch sensomotorische Integration ein Eingriff in das Systemmodell bewirkt. Dies schafft bestmögliche Voraussetzungen für die optimale Verarbeitung im ZNS. Überwiegend geschieht dies durch die Anwendung exterozeptiver und propriozeptiver Kontrollen (Fazilitation), das heißt eine physiotherapeutische Hilfestellung bei der Bewegungseinleitung, -ausführung und -qualität.

Angeborene Koordinationskomplexe

Etablierte Fußfehlstellungen beeinträchtigen die gesamte Statik. Eine Voraussetzung für eine physiologische Entwicklung ist deshalb die Verbesserung der Sensomotorik. Auf physiotherapeutischer Ebene kann dies durch eine Behandlung von Muskelbauch und Sehne erfolgen. Dies ist besonders am Fuß wichtig, da hier viele Rezeptoren die Basis für automatisierte Reaktionen bilden (Gleichgewichts- und Equilibriumsreaktionen).

Das physiotherapeutische Behandlungsprinzip nach Vojta beruht auf der Anwendung von angeborenen Koordinationskomplexen. Die Aktivierung erfolgt reflektorisch (Reflexlokomotion) durch manuelle Reizung von außen (exterozeptiver Input) an den Auslösezonen. Auch hier ist die autochtone



2 Physiotherapeutische Hilfestellung bei der Bewegungseinleitung und -ausführung.



3 Starre Einlagen behindern die sensomotorische Muskelaktivität.

Muskulatur (nicht willkürlich innervierbare Muskulatur) des Fußes ein Hauptansatzpunkt. Die normale Entwicklung soll durch eine Verstärkung des genetisch gespeicherten Musters unterstützt werden. Im Rahmen des globalen Musters können so Teilgebiete gezielt gefördert werden.

Verbindung mit aktiven Therapien

Bei bestehenden Fußdeformitäten kann neben den aktiven Therapien eine

isolierte Behandlung sinnvoll sein. Dazu gehört die Dehnung bestimmter Muskelgruppen, sowie die Mobilisation der Fußgelenke durch manuelle Therapie (Abb. 2). Allerdings ist diese passive Therapieform nur in Verbindung mit aktiven therapeutischen Übungen sinnvoll, da die durch manuelle Stimulation gewonnene Mobilität nur dann eine Speicherung im ZNS ergibt, wenn ein Einsatz in aktiven Koordinationskomplexen beziehungsweise normalen

Bewegungsmustern gegeben ist. Dies bedeutet, dass auch beim Vorhandensein des kompletten Bewegungspotenzials eine Feinangleichung und Präzisierung von Bewegungen nur optimal erfolgen kann, wenn Bewegungs- und Haltungskontrollsysteme gelernt haben, diese exakt zu koordinieren.

Nur durch eine optimale Unterstützung der normalen kindlichen Entwicklung können Folgeschäden wie Haltungsmängel, Haltungsschäden,



4 Physio-dynamische Einlagen in den Ausführungen a) muskulär schlaff, b) Sichelfuß, c) Knick-Senkfuß

Fuß- und Gelenkfehlstellungen vermieden werden.

Einlagenversorgung

Auch bei einer Versorgung mit orthopädischen Hilfsmitteln sollte die normale 3D-Verschraubung des Fußes erhalten bleiben und so die Basis für den aufrechten Gang darstellen. Dies kann nur dann geschehen, wenn auch die Propriozeptoren von Gelenken, Muskeln und Sehnen in der ihnen typischen Weise arbeiten können. Eine Physiotherapie auf neurophysiologischer Grundlage (Bobath/Vojta), kann nicht durch eine orthopädische Einlage ersetzt werden, allerdings sind sehr sinnvolle Ergänzungen möglich. Aus physiotherapeutischer Sicht ist eine ergänzende Versorgung mit Einlagen aber nur dann sinnvoll, wenn sie die aktiven und dynamischen Abläufe der Bewegung unterstützt und auf sensomotorischer Ebene eine Verbesserung bewirkt. Es ist verständlich, dass Problemen in einem komplexen System aus sensomotorischen Muskel- und Bänderaktivitäten nicht ausschließlich mit einer Positionskorrektur im Sinne einer Ausrichtung des Skeletts begegnet werden kann. Deshalb sind Einlagen aus Stahl oder starren Kunststoffen generell abzulehnen (Abb.3). Diese starren Versorgungen schränken die Sequenz kombinierter Muskelaktivitäten zu stark ein und behindern damit ein Erlernen von aktiven Koordinationskomplexen.

Sinnvoller ist eine Versorgung mit flexiblen Einlagen. Die physio-dynamischen Einlagen aus Polyurethan ermöglichen durch den flexiblen Aufbau eine aktive Beteiligung der Muskulatur am Abrollvorgang. Die Muskulatur ruht nicht auf einer starren Unterlage, sondern muss bis zu einem gewissen Grad aktiv den Fuß stützen. Das Bewegungspotenzial des Fußes bleibt somit weitgehend erhalten. Eine Stützwirkung der Versorgung tritt dann ein, wenn die

Muskulatur den Fuß nicht mehr aufrichten kann und ein gestörter Bewegungsablauf vorliegt. Sowohl die Stärke der Stützkraft als auch die Lokalisation der Korrektur werden somit vom Bewegungsmuster bestimmt.

Wie die Physiotherapie bieten auch diese Einlagen eine Hilfestellung bei der Bewegungseinleitung, -ausführung und -qualität. Darüber hinaus sind sie auch sensomotorisch wirksam. Sie ermöglichen den Mechanorezeptoren eine räumliche und zeitliche Wahrnehmung der Position und der Bewegung in den Gelenken.

Kontraste

Dabei ist es besonders wichtig, dass sich die Reize durch die Einlagen ständig ändern, um eine Adaption zu vermeiden und ein physiologisches propriozeptives Feedback zu bekommen. „Damit die sensorischen Informationen eine Bedeutung für das ZNS haben, müssen sie in einer sowohl zeitlichen als auch räumlichen Ergänzung erzeugt werden. Das heißt, sie müssen Kontraste der Informationslieferung darstellen (Innervationsmuster)“ (J.Wunsch IBITA-Instruktor).

Die geschieht bei den physio-dynamischen Einlagen vor allem durch die auf den Bewegungsablauf reagierende Stützwirkung der Einlage. Da durch den zweischichtigen Aufbau eine mit zunehmender Komprimierung stärker werdende Stützung erzielt werden kann (progressiv dynamische Stütze), wird mit jedem Abrollvorgang ein anderer Reiz gesetzt. Bewegungs- und Haltungskontrollsysteme können so, ähnlich wie bei der Physiotherapie, ein physiologisches Bewegungsmuster erlernen.

Einsatzgebiete

Abgestimmt auf die Art der Fußfehlstellung, gibt es physio-dynamische Einlagen in drei Ausführungen: für den kind-

lichen Knick-Senkfuß, bei Rotationsfehlstellungen der Beinachse oder Sichelfuß und für muskulär schlaffe Füße oder leichte Paresen (Abb.4 a,b,c). Bei jedem dieser Einsatzgebiete unterstützen physio-dynamische Einlagen die Therapie des Physio-Therapeuten durch eine muskuläre und sensomotorische Aktivierung. Einlagenversorgung und Physiotherapie sollten also vor allem „Entwicklungshilfe“ leisten, physiologische Bewegungsmuster zu erlernen und zu automatisieren.

Zur Stimulation der Muskulatur werden häufig so genannte propriozeptive Einlagen (Abb.5) eingesetzt, die in manchen Aspekten auf eine ähnliche Wirkung wie die physio-dynamischen Einlagen abzielen. Durch gezielte Reizung bzw. Entspannung von Muskeln und Muskelgruppen soll hier ein natürliches Bewegungsmuster induziert oder unterstützt werden. Sicherlich kann man durch eine bestimmte Reizung, wie zum Beispiel dem Anheben oder Strecken der Zehen, eine Tonusminderung der Muskulatur bei spastischen Lähmungen erreichen. Unserer Meinung nach kann alleine dadurch aber noch kein physiologisches Bewegungsmuster antrainiert werden.

Das Setzen dieser Reizpunkte erfordert sehr große Erfahrung, um auch gezielt die entsprechenden anatomischen Strukturen zu treffen. Insbesondere im Rückfußbereich erscheint uns dies aufgrund der Anatomie des Fußes zum Teil problematisch zu sein.

Eine Kombination der einzelnen Auslösezonen und ein bestimmtes Timing erachten wir für nötig, um bestehende Pathologien zu behandeln und die normale Entwicklung zu fördern. Fuß und Einlage können sich im Schuh gegeneinander bewegen. Hier besteht die Gefahr, dass die Reizpunkte verrutschen und an falscher Stelle beziehungsweise willkürlich wirken. So können die gesetzten Reize nicht kontrolliert werden.

5 Propriozeptive Einlagen



Bei propriozeptiven Einlagen, die aus einem Material aufgebaut sind, fehlen die Variationen der Informationslieferung, das heißt eine sensomotorische Reizlieferung in sowohl zeitlicher als auch räumlicher Ergänzung. Die Konsequenz ist eine Adaption der Rezeptoren. Die Wirkung der Einlage kann sich in relativ kurzer Zeit verlieren.

Kombination bestmögliche Förderung

Die Therapie bei kindlichen Fußfehlstellungen kann jedoch nicht vereinheitlicht werden. Wenn die gesetzten Ziele einer Therapie erreicht werden, ist auch

der Einsatz von propriozeptiven Einlagen sinnvoll. Insgesamt besteht auf diesem Gebiet sicher noch großer Erklärungs- und Erfahrungsbedarf. Letztendlich sind es viele Faktoren, wie die Stabilisierungsfähigkeit, die Flexibilität und die Stellung des Fußes, Alter und zu erwartendes Wachstum des Patienten, Material und Ausführung des Hilfsmittels, sowie natürlich Praktikabilität und Akzeptanz, die den Erfolg einer Therapie bestimmen.

Physiotherapie und unterstützende Einlagenversorgung sollten immer eine bestmögliche Förderung des sensomotorischen Systems bieten, um so die

kindliche Entwicklung zu unterstützen und Spätschäden und Deformitäten zu vermeiden.]

● ● **Für die Verfasser**

Jochen Runge
c/o Fa. Vosen Orthopädie-
Schuhtechnik
Widukindstr. 46-50
33098 Paderborn

Martina Telljohann:

Anwendung & Einsatz neuromuskulärer Prozeptorsohlen

Zusammenfassung:

Die Anwendung von Prozeptorsohlen zur Korrektur von Fehlhaltungen setzt eine ganzheitliche Betrachtungsweise voraus. Die Anamnese sollte dabei sowohl die Körperstatik als auch die Schmerzsymptomatik des Patienten erfassen. Dazu gehören das Gespräch mit dem Patienten, ein Sicht- und Haltungsbefund, die Vermessung der Wirbelsäule, die Untersuchung von Schulter und Becken, die Palpation der Haltemuskulatur und die Untersuchung der Fußstatik.

Die Korrektur der Fehlhaltung erfolgt über die gezielte Aktivierung neuromuskulärer Prozesse über flache Einlagenelemente an der Fußsohle. Muskelspannungen können so verändert und Fehlhaltungen korrigiert werden. Nach sechs bis acht Wochen wird die Wirkung der Einlagen nachkontrolliert.

Auch wenn die Versorgung mit den neuromuskulär wirkenden Einlagen häufig als private Leistung angeboten werden, ist eine enge Kooperation mit einem Facharzt sehr zu empfehlen.

Neuro-muskuläre Prozeptorsohlen wirken auf das körpereigene System der Propriozeption und verändern durch gezielte Reize an der Fußsohle Muskelspannungen im ganzen Körper. So können funktionell bedingte Fehlhaltungen wirkungsvoll korrigiert und die damit verbundenen Schmerzen – insbesondere auch Rückenschmerzen – spürbar gelindert werden. Viele Betriebe nutzen diese Versorgungsvariante als frei verkäufliche Leistung um sich im privat finanzierten Gesundheitsmarkt zu etablieren.

Indikation: Funktionelle Beschwerden

Funktionelle Beschwerden können sich in vielerlei Formen darstellen und reichen

von Rückenschmerzen, allgemeinen Verspannungsschmerzen (Abb. 1), Fußschmerzen wie zum Beispiel dem Fersensporn, bis hin zu komplexen Skoliosen der Wirbelsäule. Diese Art der Schmerzen haben ihre Ursache meist in muskulär bedingten Veränderungen der Körperstatik und werden hervorgerufen durch die Lebensumstände und Alltagsbelastungen denen der menschliche Körper in der heutigen Zeit ausgesetzt ist. Durch einseitige körperliche Tätigkeiten, vieles Sitzen durch Bürotätigkeit und einen Mangel an Bewegung, kommt es zu Abschwächungen der Haltemuskulatur und in der Folge zu Fehlhaltungen. Zusätzlich zu dem Problem der mangelnden Bewegung als Ausgleich kommt das Tragen von

falschem Schuhwerk und die allgemeine Vernachlässigung der Fußstatik bei jeglicher Art von orthopädischen Beschwerden.

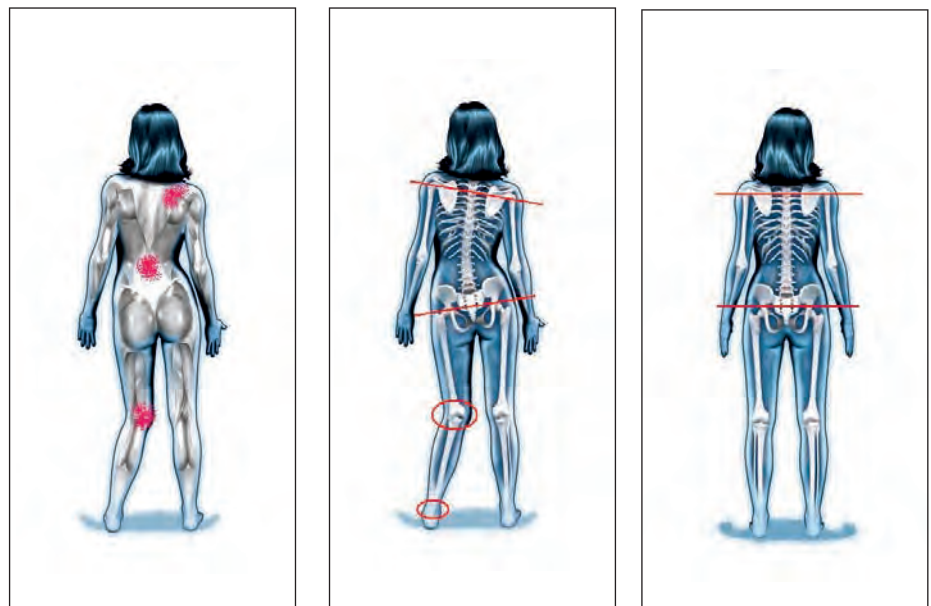
Der Einfluss des Fußes auf die Körperstatik

Dr. med. Giuseppe Bortolin (Facharzt für Chirurgie in Italien) und Dr. René J. Bourdiol (Neurologe aus Frankreich) haben die Zusammenhänge der Fußstatik mit der gesamten Körperhaltung seit den 1970er Jahren genau untersucht.

Sie fanden heraus, wie durch Druckveränderungen an den Fußsohlen Einfluss auf die Propriozeption und so auf die Muskelketten und die damit verbundenen Sehnen und Bändern ausgeübt werden kann. Durch den Druck an der richtigen Stelle

Anschrift der Verfasserin:

Martina Telljohann
vabene GmbH & Co.KG
Hubertushof – Heft 8
83115 Neubuern
E-Mail: info@vabene-balance.de



1 Häufige Verspannungsbereiche (links), verschobene Gelenkachsen (mitte) und optimale Haltung dorsal (rechts).

wird ein körpereigener Reflex ausgelöst, der Muskelspannungen im gesamten Körper sehr gezielt verändert und somit funktionelle Fehlhaltungen „schrittweise“ korrigiert.

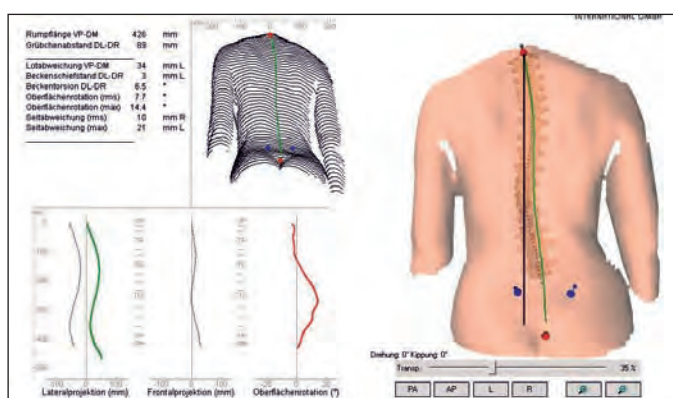
Der ausgelöste Reflex ist ähnlich dem Patellasehnenreflex. Er wirkt dauerhaft, das heißt er ist nicht ermüdbar. Er verläuft äußerst schnell und ist für die Person nicht willentlich beeinflussbar.

Die wissenschaftlichen Erkenntnisse bilden heute eine wichtige Grundlage für Schulungsinhalte, die das schrittweise Vorgehen bei der propriozeptiven Fußversorgung methodisch vermitteln.

Propriozeptive Fußversorgung

Die Anwendung von Prozeptorsole zur Korrektur von-

2 Vermessung der Wirbelsäule



Fehlhaltungen setzt eine ganzheitliche Betrachtungsweise voraus, denn Prozeptorsole können nur dann sinnvoll und therapeutisch wirken, wenn alle funktionellen Dysbalancen des kompletten Bewegungsapparates richtig erkannt und interpretiert werden.

Das heißt, eine qualitativ hochwertige Versorgung ist nicht nur von der Güte der Einlage abhängig, sondern ganz wesentlich von einer gewissenhaften und ausführlichen Befundung, bei der sowohl die Körperstatik, als auch die Schmerzsymptomatik des Körpers genau untersucht werden. Die Untersuchung umfasst ein Eingangsgespräch, einen Sicht- und Haltungsbefund, die Vermessung der Wirbelsäule

und Statikanalyse, eine Untersuchung von Schulter und Becken, die Palpation der Haltemuskulatur sowie eine Untersuchung der Fußstatik.

Eingangsgespräch

Am Anfang einer Untersuchung steht ein ausführliches Gespräch, inklusive einer Schmerzbefragung. Es gibt erste Hinweise auf mögliche Ursachen für körperstatisch bedingte Beschwerden.

Sicht- & Haltungsbefund

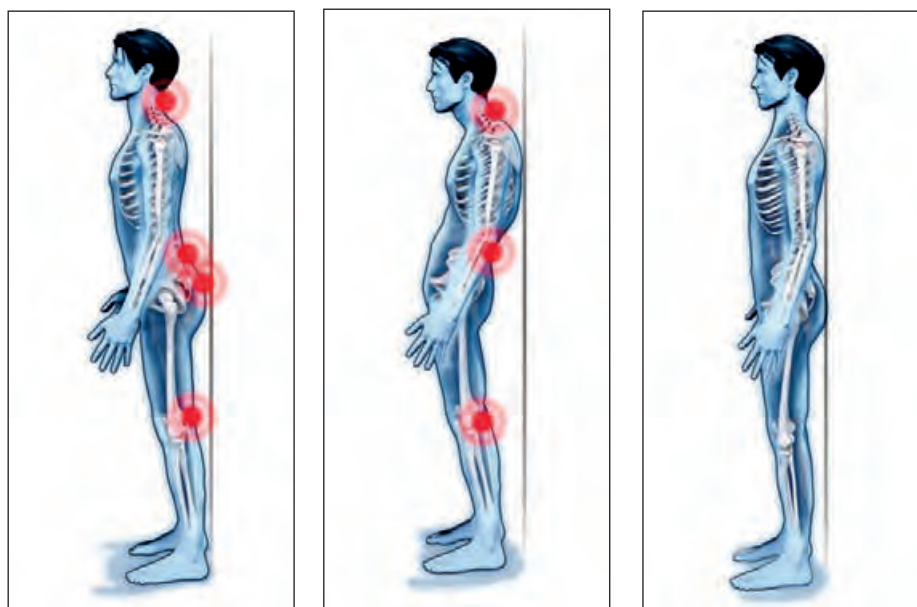
Beim Sicht- und Haltungsbefund werden optisch auffällige Haltungsveränderungen festgestellt, die eventuelle Ursachen für Beschwerden darstellen.

Vermessung der Wirbelsäule & Statikanalyse

Die Vermessung der Wirbelsäule (Abb. 2) hat zum Ziel das Krümmungsverhalten der Wirbelsäule zu analysieren. Abweichungen von Wirbelsäulen-Normwerten gehen oft mit charakteristischen Veränderungen der Muskelspannung einher.

Man unterscheidet grundsätzlich in zwei verschiedene Haltungstypen, zum einen den *hypertonen* und zum anderen den *hypotonen* Haltungstyp (Abb. 3).

Als Mittel zur Verkaufsförderung ist eine computergestützte oder fotogestützte Vermessung der Wirbelsäule empfehlenswert. Der Kunde verlangt verstärkt nach konkreten Untersuchungsergebnissen, die die Dokumen-



3 Hypertone Fehlhaltung (links), Hypotone Fehlhaltung (mitte) und optimale Haltung (rechts).

tation eines Behandlungsverlaufes ermöglichen.

Untersuchung von Schulter und Becken

Ziel ist es, mögliche Verdrehungen und Verschiebungen der Körperachse als Ursache von Dysbalancen und muskulären Verspannungen ausfindig zu machen.

Palpation der Haltemuskulatur

Die Palpation der Haltemuskulatur (Abb. 4) ist ein ganz wesentliches Untersuchungskriterium für die Feststellung von Fehlhaltungen. So wird der Körper auf mögliche Verspannungen relevanter Muskelgruppen hin untersucht, wie zum Beispiel des M Trapezius, des langen Rückenmuskels, der Wadenmuskulatur und der Fußsohlen (Faszie).

Untersuchung der Fußstatik (Platt- u. Hohlfüße)

Neben der möglichen Feststellung von Senk- und Hohlfüßen konzentriert sich die Untersuchung unter anderem auch auf Asymmetrien der Füße rechts und links.

Korrektur der Fehlhaltung

Ausgehend von der Befundung werden kleine Elemente

(max. 3 mm hoch) an genau definierten Punkten unter der Fußsohle platziert, um auf die neurosehnbeziehungsweise die neuromuskulären Rezeptoren einzuwirken und damit den gewünschten Reflex auszulösen. Die Muskelspannungen im gesamten Körper werden sofort verändert, Schmerzpunkte lassen augenblicklich nach und funktionelle Fehlhaltungen werden korrigiert. Es kommt zu folgenden Verbesserungen:

- Linderung haltungsbedingter Beschwerden und Schmerzen von Kopf bis Fuß,
- Reduzierung von Muskelverspannungen,
- Vorbeugung von Fehlhaltungen und Folgeschäden,
- Verbesserung von Bewegungsabläufen in Alltag, Beruf, Sport durch eine optimierte Körperstatik

Individuelle Anfertigung von Prozeptorsohlen

Auf Basis der Untersuchung werden individuelle Sohlen für den Kunden erstellt, heute meist computergestützt (Abb. 5). Die Sohlen sind nur wenige Millimeter hoch und können in „normalen“ Schuhen, mit Absätzen bis zu vier Zentimetern bequem getragen werden.



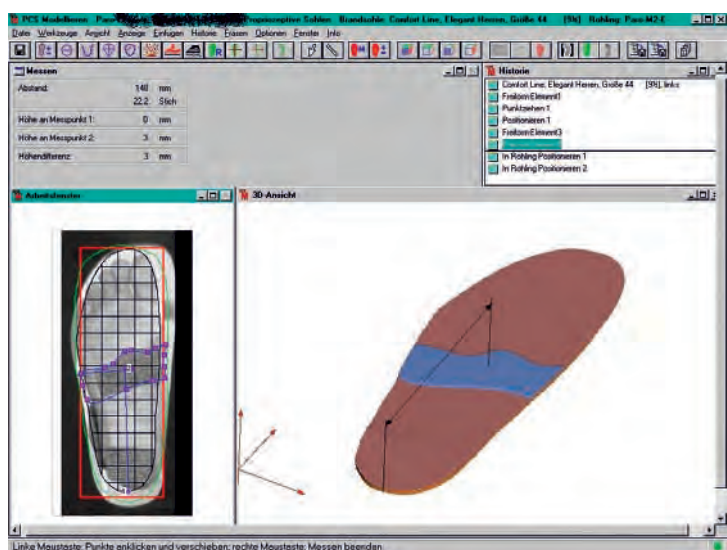
4 Palpation der Haltemuskulatur.

Service

Nach sechs bis acht Wochen sollte die Wirkung der individuellen Sohlen auf die Körperhaltung überprüft und eventuell angepasst werden. Eine Neuuntersuchung ist einmal pro Jahr empfehlenswert.

Die Versorgung mit neuromuskulär wirkenden Prozeptorsohlen kann als ein therapeutisch wirkendes Hilfsmittel angesehen werden. Es ersetzt gemeinhin nicht den

Besuch beim Arzt. Im Gegenteil: obwohl die Prozeptorsohlen eine privat finanzierte Leistungserbringung darstellen, ist eine Zusammenarbeit mit Medizinern und Therapeuten sehr empfehlenswert. Einige der Systemanbieter im Bereich der propriozeptiven Fußversorgung berücksichtigen Abrechnungsmöglichkeiten für Mediziner bei der Anwendung durch Orthopädieschuhtechnik-Betriebe. ■



5 Modulation der Sohlen am PC.

Propriozeption durch physio-dynamische Einlagengestaltung

Willi Vosen: *Die Versorgung von kindlichen Fußfehlstellungen mit Einlagen hat eine lange Tradition. Starre Einlagen wurden in den letzten Jahren dabei zunehmend durch flexible und dynamische Versorgungskonzepte abgelöst. Die hier vorgestellten physio-dynamischen Einlagen sollen einerseits den Fuß stützen, gleichzeitig aber eine ausreichende Muskelaktivität und ein propriozeptives Feedback zum Haltungsapparat ermöglichen.*

Am Fuß werden durch die Anordnung der Fußknochen ein Längs- und ein Quergewölbe geformt. Die knöchernen Elemente können trotz der Formvorgabe der einzelnen Anteile nicht allein die Fußwölbung gewährleisten. Zur Verspannung tragen die plantaren Bänder sowie zur Fußsohle wirkenden Muskeln und Sehnen entscheidend bei. Die Gewölbekonstruktion wird zwei wichtigen Anforderungen gerecht: Zum einen ist es durch die Gewölbekonstruktion möglich, Last gut verteilt und stabil zu tragen. Das Gewölbe ist eine besonders geeignete Form zur Lastverteilung. Es stellt ein Grundprinzip in der Architektur dar, um Entfernungen von Fußpunkten aus zu überspannen. Schon die Römer bauten ihre Viadukte nach diesem Prinzip.

Zum anderen haben die Fußgewölbe eine funktionelle Bedeutung. Sie erfüllen eine abfedernde, stoßdämpfende Funktion. Sie fangen die Auftrittskraft dämpfend ab und ermöglichen uns dadurch einen geschmeidigen Gang, bei

dem die ständig auftretenden Stoßkräfte durch funktionsfähige Fußgewölbe elastisch aufgefangen werden. In mechanischer Betrachtungsweise ergänzen sich die Gewölbeausbildungen beider Füße. Lang und Wachsmuth (1972) verfolgen die Vorstellung, dass sich die Füße durch die Gewölbeverspannung mit der höchsten offenen Stelle im Bereich des inneren Längsgewölbes im beidbeinigen Stand zu einer Halbkuppel ergänzen. Dadurch wird eine mechanische Stabilitätsverbesserung bewirkt.

Beim Einbeinstand fehlt dieser Sicherungseffekt durch die Halbkugelbildung. Entsprechend muss beim Einbeinstand eine höhere muskuläre Aktivität entwickelt werden, um den zusätzlichen seitlichen Schwankungen bei Verlagerung des Schwerpunktes durch muskuläre Anspannung zu begegnen. Allein das Stehen auf zwei Beinen muss also als aktiver Vorgang gewertet werden.

Beim Gehen ist die Muskelaktivität zur Koordination der Bewegung natürlich erhöht. Mechanisch betrachtet ist das Gehen ein instabiler Zustand mit ständig wechselnder Auftrittsfläche. Der Gang ist nicht etwa eine fließende gleichförmige Bewegung wie bei oberflächlicher Betrachtung angenommen werden könnte, sondern besteht aus einem ständigen Wechsel zwischen Beschleunigung und Verlangsamung. Das individuelle Gangbild hängt von den verschiedenen Faktoren wie zum Beispiel Schrittlänge, Gehgeschwindigkeit, Alter, Körpergewicht und Muskelkraft ab.

Bei der Versorgung von Fußfehlstellungen mit Einlagen sollte diese Dynamik unbedingt berücksichtigt werden. Starre und harte Materialien wie Holz, Stahl oder Plexidur können den Fuß zwar stützen, sind aber keinesfalls dazu geeignet, eine ligamentäre und muskuläre Aktivität zu fördern. Die Fußmuskulatur ruht sozusagen auf der harten Stütze und bildet sich immer weiter zurück, die Fehlstellung des Fußes wird so mit der Tragezeit der Einlagen immer gravierender.

Dynamisches Wirkungsprinzip

Wir setzen hier besonders bei der Versorgung von kindlichen Fußfehlstellungen auf physio-dynamische Einlagen. Diese Einlagen basieren auf einem von uns entwickelten progressiv dynamischen Wirkungsprinzip. Alle Anstützungen wie zum Beispiel Längsgewölbestützen, Pelotten oder eine Cuboidanhebung wirken hier progressiv dynamisch, das heißt, je mehr Druck auf das Material ausgeübt wird, um so stärker wird auch die Stützwirkung. Voraussetzung für diese Wirkungsweise ist eine Einlagengestaltung aus weichen und elastischen Materialien.

Die Muskulatur des Fußes kann bis zu einem gewissen Grad auf der Stütze aktiv bleiben, erst bei einem vermehrten Absinken des Fußes wird eine stärkere Stützwirkung erzielt. Diese Art der Einlagengestaltung sichert sowohl die biomechanische Stabilität als auch die physiologische Einstellung und Führung des Fußes. Sie ermöglicht eine ausreichende Muskelaktivität sowie ein ausgewogenes propriozeptives Feedback zum gesamten Haltungsapparat, was besonders für Kinder mit einer generellen Haltungschwäche wichtig ist.

Die physio-dynamische Kindereinlage wird aus Polyurethan (PUR) geschäumt. Dazu werden in speziell für diese Einlagen gebauten Formschalen über die von uns entwickelten Formpositive die Einlagen in doppelter Schäumung gespritzt. Die Schäumung in Einspritz-Technik gewährleistet einen sehr homogenen Schaum. Die doppelte Schäumung mit einer Kombination aus



1 Die drei Einlagentypen für kindliche Fußfehlstellungen.



2 Doppelte Schäumung: Harte (schwarz) und weiche (blau) PUR-Schichten.



3 PUR geschäumte Einlage für den kindlichen Knick-Senkfuß.

weichem und hartem PUR-Schaum sorgt für die progressiv-dynamische Wirkung der Stützelemente.

Die propriozeptive Wirkung dieser Einlage begründet sich vor allem in ihrer physio-dynamischen Wirkungsweise. Propriozeption („Eigen-Wahrnehmung“) ermöglicht über Mechanorezeptoren eine räumliche Wahrnehmung der Position und Bewegung von Gelenken und Gliedmaßen in Abhängigkeit von zeitlichen Veränderungen. Anhand des Adaptationsverhaltens (= Gewöhnung an einen vorhandenen Reiz) dieser Mechanorezeptoren erfolgt eine Einteilung in langsam adaptierende Rezeptoren (SA-Rezeptoren = slow adapting) und schnell adaptierende Rezeptoren (RA od. FA-Rezeptoren = rapid od. fast adapting). FA-Rezeptoren reagie-

ren nur bei Änderung des mechanischen Reizes, während SA-Rezeptoren bei länger anhaltenden Reizen ständig Aktionspotentiale bilden. Die physio-dynamische Einlage setzt für beide Rezeptoren Reize, einmal über die schalige und enge Fersenführung einen ständigen Reiz für die SA-Rezeptoren und einmal über die progressiv dynamische Längsgewölbestütze einen wechselnden muskulären Reiz für die FA-Rezeptoren. Im Gegensatz zu starren statischen Einlagen ist es so mit der physio-dynamischen Einlage möglich, die Muskelkraft im Sinne der Harmonie zu stärken und zu trainieren. Ähnlich wie beim Prozess des Laufens bei Kleinkindern, wird durch Einüben von Bewegungsabläufen mit der Einlage ein korrektes Bewegungsmuster erlernt. Die Einlage unterstützt auch die Arbeit des Physiotherapeuten, wie krankengymnastisches Üben nach Voita, Bobath oder Pankov. Unsere Einlage wird in drei Ausführungen hergestellt:

Kindlicher Knick-Senkfuß

Um eine möglichst maximale Fersenaufrichtung zu erzielen, wurde die Fersenmulde als Klammer gestaltet. Der Scheitelpunkt der Längsgewölbestütze liegt unmittelbar distal des Sustentaculum talare, die äußere seitliche Schale dient als lateraler Gegenhalt. Zur Gewährleistung einer möglichst engen Fersenführung, trotz konfektionierter Leisten, wurde im Längsgewölbe auf die feste und formstabile PUR-Basissschicht eine zweite, flexible und elastische PUR-Schicht gebracht. Die Form der Längsgewölbestütze paßt sich somit bis zu einem gewissen Grad an die Stellung der Ferse an. Eine optimale Passform kann somit auch bei konfektioniertem Leisten erreicht werden. Druckstellen sind durch den zum Fuß hin weichen Aufbau der Einlage ausgeschlossen.

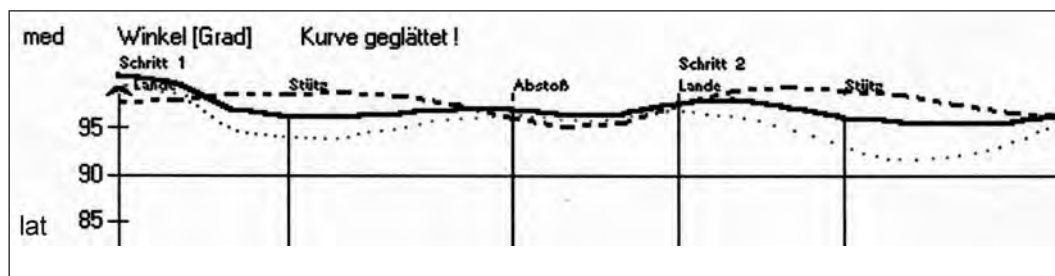
Bei einer so korrigierten Stellung des Calcaneus (physio-dynamische Rückfußklammer) liegt der Hauptbelastungspunkt der knöchernen Fersenauftrittsfläche im lateralen Bereich des Fersenbeins. Das an dieser Stelle vorhandene feste Fersenpolstergewebe dient beim Aufsatz als natürliche Dämpfung. Dabei werden in allen drei Phasen des Abrollvorgangs Informationen über ein korrigiertes, physiologisches Haltungsmuster an das Zentralnervensystem weitergeleitet und so als Bewegungsmuster trainiert.

Schon in der Aufsatzphase korrigiert die leicht varisierende, als Klammer gestaltete Fersenmulde das Fersenbein in eine physiologische Position. In der Stützphase wirkt die Längsgewölbestütze progressiv dynamisch, das heißt, je mehr Druck auf das Material ausgeübt wird, um so fester wird die Stützwirkung. Die Längsgewölbestütze dieser Einlage ist sehr steil gearbeitet, so dass es nicht zu einer Hebung der muskulären Strukturen kommt, die Plantarfaszie kann frei verlaufen und somit zur Aufrichtung des Fußgewölbes mit beitragen. In der Abstoßphase korrigieren eine vorgezogene laterale Pronationsleiste und der Detorsionsschnitt der festen PUR-Basissschicht die Supinationsstellung im Vorfuß und fördern somit die Abrollung über den 1. Strahl.

Der Patella-Sehnenwinkel (Q4-Winkel) beschreibt die Stellung der Patella-Sehne im Raum. Er wird von den Hüft- und Knie rotatoren beeinflusst und ist damit von der Stellung des Unter- und Oberschenkels abhängig. Da eine Valgisierung des Fersenbeins, sehr häufig mit einer Innenrotation des Unterschenkels verbunden ist, kann der Q4-Winkel zur Kontrolle der Wirksamkeit der Einlage auf die gesamte Beinachse herangezogen werden. Durch die Einlage konnte eine eindeutige Korrektur von medial nach lateral (im Sinne einer Verminderung der Innenrotation) erzielt werden.

Verminderung der Innenrotation) erzielt werden.

Der Q4-Winkel liegt zwar tendenziell immer noch im Bereich über 90° (entspricht einer Ausrichtung nach medial). Dies verbessert sich aber unter dem propriozeptiven Trainingseffekt im Laufe der Tragezeit. Am Verhalten des Q4-Winkels, der sehr komplex von vielen muskulären Zügen beein-



4 Winkelverlaufskurve des Q4 aufgenommen mit COVILAS. Durch die Einlage konnte bei diesem Kind eine Korrektur von medial nach lateral im Sinne einer Verminderung der Innenrotation erzielt werden (Barfuß: ---, mit Versorgung: —, Kontrolle nach zweimonatiger Tragezeit der Versorgung:).

flusst wird, lässt sich die propriozeptive Wirksamkeit der physio-dynamischen Knick-Senkfuß Einlage auf die gesamte Muskulatur sehr gut nachweisen (Abb.4).

Sichelfuß und Innenrotations-Gang

Die Korrektur des Sichelfußes erfolgt nach dem klassischen 3-Punkt Korrektursystem:

1. Korrekturpunkt – die Fersensole dient der Fixierung des Fußes in der Fußlängsachse.
2. Korrekturpunkt – ein unter dem Lisfranc'schen Gelenk eingeschäumter PUR-Pad, der als lateraler Konterpunkt (Hypomochlion) dient.
3. Korrekturpunkt – an der medialen Seite des Großzehengrundgelenks ist eine weiche Pelotte aus PUR in die Einlage integriert. Diese Pelotte läuft nach vorne bis über den Gelenkspalt aus und bringt den Fuß in eine korrigierte Position.

Zur Gewährleistung einer möglichst engen Fersenführung (Vollkontakt) trotz konfektionierter Leisten wurde, wie bei der physio-dynamischen Knick-Senkfuß Einlage, im Längsgewölbe auf die feste und formstabile Basisschicht ein flexibles und elastisches PUR-Material mit hoher Rückstellfähigkeit gebracht. Eine exakte Anpassung der Fersensole erfolgt somit auch hier progressiv dynamisch. Die Cuboid-Anhebung wirkt hier unterstützend. Dabei ist die Längsgewölbestütze bei der Sichelfuß Einlage nur kurz gehalten, um eine Adduktion des Vorfußes durch die Korrekturwirkung auszuschließen. Eine laterale Pronationsleiste sorgt für eine physiologische Abrollung und eine Korrektur des Innenrotationsgang. Ideal lässt sich die Einlage mit einem Anti-Varus-Schuh kombinieren.

Muskulär schlaffer Fuß bei Haltungsschwächen und Lähmungen

Bei dieser Ausführung wurde auf die feste PUR-Basisschicht verzichtet. Neben einer schaligen Fersenführung, wurde hier zusätzlich eine Quergewölbestütze und ein Zehenwulst zum propriozeptiven Feedback angebracht. Das Einsatzgebiet dieser Einlage liegt in der Versorgung von muskulär schlaffen und kraftlosen Füßen. Eine tiefegelegte Großzehe und eine laterale Pronationsleiste schaffen zusätzliche Reize für die Rezeptoren und sorgen so dafür, dass ein physiologisches Bewegungsmuster antrainiert wird. Bewährt hat sich diese

Ausführung der Einlage auch bei Lähmungen, sowohl schlaffer als auch spastischer Art. Eine Kombination mit einem Therapieschuh bietet sich an.

Abschließend lässt sich sagen, dass grundsätzlich jede Einlage durch ihre korrigierende Wirkung eine gewisse propriozeptive Wirkung hat. Ein muskuläres Training mit einer positiven Rückmeldung auf das Haltungssystem ist jedoch nur mit physio-dynamisch wirkenden Einlagen möglich. So gestaltete Einlagen können nur aus weichen und flexiblen Materialien hergestellt werden. Einwände hinsichtlich der mangelnden Stabilität erübrigen sich, da zusammen mit dem Schuh eine hervorragende progressiv dynamische Stützwirkung erzielt wird. Fuß, Schuh und Einlage bilden so eine funktionelle Einheit im Sinne einer harmonischen Steuerung von Bewegungsmustern.]

Anschrift des Verfassers:

OSM Willi Vosen

5 Dynamische Sichelfuß-Einlage.



6 Ausführung für den muskulär schlaffen Fuß.





Sensomotorische Fußbettungen

Die wesensgerechte Funktion einer lebendigen Struktur ist mehr als alle passiv korrigierenden Einflüsse. Seit wir 1999 in unserem Betrieb begannen, sensomotorische Fußbettungen einzusetzen, zieht sich dieser Grundgedanke wie ein roter Faden durch viele unserer Arbeiten. Die Beschaffenheit der Schuhe, aber besonders auch der Einlagen, nehmen Einfluß auf die Entwicklung der Fußform und des Gangbildes bei Kindern und sind daher von besonderer Bedeutung.

In Zusammenarbeit mit Ärzten und Therapeuten wurden inzwischen eine Vielzahl Patienten mit sensomotorischen Fußbettungen versorgt. Zu Beginn einer Versorgung sollten die indikationsabhängigen Kriterien festgelegt werden. Dazu gehören:

- Alter des Patienten
- Fußstatus in Stand und Dynamik
- Gesamtstatus/Körperhaltung in Stand und Dynamik
- Gangbild barfuß und mit Schuhen
- Gesamttonus
- Schmerzen
- ggf. Grunderkrankungen
- bisherige Versorgung und Therapien
- begleitende Versorgung und Therapien

Zur Erfassung kann hierbei ein Anamnesebogen eingesetzt werden. Video- und Photoaufnahmen sind zur Feststellung des Ist-Zustandes sowie zur Kontrolle und Beurteilung des Versorgungsverlaufs sinnvoll. Es folgt die manuelle Untersuchung des Fußes, das Palpieren. Der Fuß wird auf Korrekturefähigkeit und Sensibilität der Muskelreaktionen getestet. Anhand der gewonnenen Erkenntnisse sollte ein Versorgungsziel sowie die indikationsbezogenen Versorgungsschwerpunkte definiert werden. Dieses gilt besonders bei Patienten mit einer neurologischen Grunderkrankung oder mit multiplen Fehlbelastrungen oder Funktionsstörungen. Eine neurologische Grunderkrankung ist nicht zwingende Voraussetzung für eine Versorgung mit sensomotorisch wirksamen Fußbettungen. Das sensomotorische System endet auch nicht

mit Vollendung des 18. Lebensjahres.

Nun werden die benötigten Maßunterlagen genommen, wozu man die bekannten Medien Blauabdruck, Trittschaum oder Pedographie einsetzt. Das Anfertigen der sensomotorischen Fußbettungen erfolgt am PC. Die gewonnenen Daten und Unterlagen werden in den Computer eingelesen oder gescannt. Dann folgt das Konstruieren und Erstellen der sensomotorischen Fußbettung mittels einer CAD-Fräse. Da diese Frässysteme nach wie vor sehr kostenintensiv sind, besteht die Möglichkeit, nach vorheriger Schulung Messdaten und Beschreibung des pathologischen Befundes an zentrale Stellen zu übermitteln und dort fräsen zu lassen. Eine wichtige Arbeit ist, die nach objektiven Kriterien erstellte Fußbettung an die Subjektivität des Patienten und an die gegebenen Voraussetzungen anzupassen.

Ein Hilfsmittel ist immer nur so gut, wie es der Patient akzeptiert. Sensomotorische Fußbettungen müssen den Schuhen, der zu erwartenden Alltags-

belastung sowie der Empfindlichkeit des Patienten angepasst werden. Bei einer ersten Kontrolle lassen sich exakt die Belastungen auf der getragenen Fußbettung erkennen und gegebenenfalls nachkorrigieren, nachdem sich der Patient an die zunächst oft ungewohnten Pelottierungen unter dem Fuß gewöhnt hat. Regelmäßige Kontrollen, gegebenenfalls mit behandelndem Arzt oder Therapeuten, gewähren einen optimalen Behandlungsverlauf und die Möglichkeit, rechtzeitig auf Veränderungen des Krankheitsbildes, Fußwachstum oder Verschleiß der Fußbettungen zu reagieren. Bei Kinderversorgungen sind Rücksprachen mit den Eltern über deren Eindrücke und Feststellungen oft sehr aufschlussreich.

Fallbeispiel: Tom

Die Wirkungsweise und Wirksamkeit sensomotorischer Fußbettungen wird im Folgenden an 2 Fallbeispielen erläutert.

Tom – 7 Jahre – Knick-Plattfuß beidseits:

- inkomplette Fußlängsgewölbeaufrichtung im Zehenspitzenstand
- leicht innenrotiertes Gangbild
- Rückfußfehlstellung in Valgus links/rechts
- gesamthypoton



1 a+b Trittschäume von Tom bei Versorgungsbeginn.



2 a+b Tom braucht heute keine Einlagen und keine Krankengymnastik mehr.

Tom wurde seit 3 Jahren mit Kunststoff-Schaleneinlagen sowie mit begleitender Krankengymnastik behandelt.

Das Versorgungsziel war eine nachhaltige Korrektur der Fußfehlstatik sowie eine Verbesserung des Gesamttonus. Bei Erstellung sensomotorischer Fußbettungen galt es daher, die einzelnen Bestandteile der Indikation entsprechend auszuarbeiten.

→ Eine mediale Pelotte im Rückfuß wird so platziert, dass sie mechanisch eine Abstützung des Sustentaculum tali bildet und gleichzeitig Druck auf die Sehne des M. tibialis posterior ausübt. Die dadurch erzeugte Entspannung des Muskels und die veränderte Latenzzeit haben eine höhere Muskelaktivität zur Folge und fördern eine aktive Aufrichtung des Fußlängsgewölbes. Die Fußwurzelgelenke sowie die kurze Fußmuskulatur erhalten keine komplette Unterfangung und können weiter frei arbeiten.

→ Eine laterale Pelotte im Rückfuß bildet ein mechanisches Gegenlager

zur medialen Information und sichert damit die Positionierung der Ferse auf der Fußbettung. Durch Druck auf die Sehne des M. peroneus longus und brevis wird der Antagonist zur Tibialis-Muskulatur aktiviert und hilft damit, den Rückfuß zu stabilisieren. Gleichzeitig fördert eine stärkere Aktivierung der Peroneusmuskulatur die Außenrotation des Fußes.

Da der Innenrotationsgang des Kindes in vielen Fällen aus der Stellung des Hüftkopfwinkels zum Oberschenkel resultiert (Antetorsions-Winkel) und sich der CCD-Winkel durch das Wachstum verändert, ist ein innenrotiertes Gangbild keineswegs immer pathologisch und bedarf daher u n b e d i n g t einer orthopädie-fachärztlichen Beurteilung.

→ Eine retrocapitale Pelotte muss exakt hinter die MFK 2-5 angebracht werden. Sie bewirkt durch eine leichte Anhebung im Verlauf zum MFK 5 eine Gengtorsion zum Vorfuß und wirkt damit einer Adduktion und Innenrotation

entgegen. Gleichzeitig verbessert sie den Fußsohlenkontakt, ohne den Fuß in seiner Beweglichkeit unnötig zu beeinträchtigen.

→ Ein Zehensteg mit einem abflachenden Verlauf zur Fußspitze bewirkt eine leichte Streckung der Zehen und einen verbesserten Zehenkuppenkontakt. Die Zehenkuppen sind mit einer Vielzahl von Nervenzellen besetzt und wesentliches Element der unterbewussten Gangkoordination.

Tom trug Konfektions-Kinderschuhe mit guter Rückfußführung und ausreichender Vorfußflexibilität. Ergebnis der Versorgung war eine spontane Verbesserung des Gangbildes, eine orthograde Schrittausrichtung sowie eine gute Akzeptanz. Dieses bestätigte sich auch bei weiteren Nachkontrollen. Beim Anmesstermin für eine Nachversorgung wegen Wachstum der Füße war festzustellen, dass sich der Fußstatus erheblich verbesserte, die Schrittausrichtung auch im Barfußgang orthograd war und sich die Gesamtkörperhaltung laut Aussage der Eltern sichtbar korrigierte. Tom trägt heute keine Einlagen und braucht auch keine Krankengymnastik mehr.

Fallbeispiel: Alina

Alina – 3 1/2 Jahre

- funktionaler, nicht kontrakter Spitzfuß
- muskuläre Dysbalance
- bei plantigrader Einstellung kindlicher altersgemäßer Knick-Senkfuß bds.

Das Versorgungsziel war eine Reduzie-



3 a+b Beim Palpieren wird am Fuß die Sensibilität und Korrekturfähigkeit ertastet, sowie die beabsichtigte Pelottierung simuliert.



4 Das Spitzfußgangbild von Alina war nach 10 Wochen Tragezeit sensomotorischer Fußbettung wesentlich verbessert.

rung der Muskelspannung, um eine physiologische plantigrade Schrittabwicklung zu ermöglichen. Es galt wie in Fallbeispiel 1 auch hier, die indikationsbezogenen Bestandteile sensomotorischer Fußbettungen auszuarbeiten.

→ Die Pelottierungen im Rückfuß werden reduziert eingesetzt, da die Spannung der Steigbügelmuskulatur M. tibialis und M. peroneus nicht erhöht werden soll. Die möglichst enge Fassung und Führung des Rückfußes ist trotzdem erforderlich.

→ eine Verstärkung der retrocapitale MFK 2-5 sowie des Zehensteigs erzeugen über die Plantaraponeurose und den M. flexor digitorum longus eine Vorspannung, die über die Muskelkette dem M. gastrocnemius eine Spannungssituation simuliert, bevor die eigentliche Belastung folgt. Die Muskelspindeln, die die Längsspannung des Muskels registrieren, leiten das Signal zur Entspannung, so dass zum Zeitpunkt der real folgenden Belastung der Tonus bereits reduziert ist.

Alina trug Konfektions-Kinderschuhe mit guter Rückfußführung. Beim Spitzfußgangbild ist darauf zu achten, dass die konfektionierte Abrollung der Schuhsohlen nicht zu ausgeprägt ist, da ansonsten die über die sensomotorischen Fußbettungen erzeugte Vorspannung zum Teil aufgehoben werden kann. Eine spontane Verbesserung des Gangbildes war bei diesem Kind durch Tragen der Fußbettungen nicht erkennbar. Bei einem Telefonat nach zirka 3 Wochen teilte die Mutter mit, dass Alina immer mal wieder die Fersen beim Gehen aufsetzte, was sie bis dahin trotz krankengymnastischer Behandlung nicht getan hatte.

Bei einer weiteren Nachkontrolle 10 Wochen später zeigte sich, dass Alina im Barfußgang noch etwas platschend den Vorfuß aufsetzte, die Ferse aber bei jedem Schritt Bodenkontakt bekam. Das Gangbild mit Schuhen und sensomotorischen Fußbettungen konnte als orthograd, wenn auch leicht abduziert, bezeichnet werden. Auch bei diesem Kind war abzusehen, dass es in absehbarer Zeit keine Fuß-

bettungen und auch keine Krankengymnastik mehr brauchen würde. Eine bereits in Erwägung gezogene Behandlung mit Botulinumtoxin wurde nicht durchgeführt.

Am Rande sei hier noch angemerkt, dass die zuständige Krankenkasse die Übernahme der beantragten Kosten verweigerte mit dem Verweis darauf, dass bei vorliegender Indikation Schalleneinlagen in herkömmlicher Form ausreichend wären. Dass über die Mechanorezeptoren der Haut die unterbewusste Wahrnehmung und damit auch die unterbewusste Orientierung im Raum gefördert wird, lernen wir gerade zu verstehen. Wie aber Einlagen mit Rückfußschalen bei einer funktionalen Spitzfußhaltung wirksam werden, wurde trotz Nachfrage bislang nicht erklärt.

Durch sensomotorische Fußbettungen werden ehemals natürliche Begebenheiten simuliert. Der Fuß wird wieder als Greiforgan verstanden. Über die Rezeptoren der Haut (Ekterozeption=Oberflächensensibilität; Mechanorezeption, Nozizeption, Thermorezeption) sowie Rezeptoren der Tiefensensibilität (Propriozeption; Golgi-Sehnen-Organ, Gelenkkapseln, Muskelspindeln) ist er nicht nur ein Teil des Körpers, mit dem wir gehen und stehen oder mit etwas Glück beim Fußballspiel auch mal Tore schießen. Der Fuß ist ein wesentliches Organ unserer unterbewussten Wahrnehmung und Koordination. Dieses verstehen zu lernen muss ein wichtiges Augenmerk ganz besonders bei der Versorgung von Kinderfüßen sein.]



5 a+b Die passgenaue Ausarbeitung der sensomotorischen Fußbettung entsprechend der Indikation und dem Empfinden des Patienten sind wesentliche Voraussetzungen für eine erfolgreiche Versorgung.

Sensomotorische Fußbettungen im Sport

Stephan Woltring: *Die Orthopädie-Schuhtechnik ist wegen ihrer technischen Voraussetzung, ihrer Interpretationsfähigkeit von Belastungen und Fehlbelastungen sowie ihrer handwerklichen Fertigkeit in der anschließenden Umsetzung in effiziente Hilfsmittel ein wichtiger Bestandteil in der Betreuung und Versorgung um die Sportlerinnen und Sportler. Die Fähigkeiten sind auch und insbesondere bei der Versorgung von Sportlern mit sensomotorischen Fußbettungen gefragt.*

Seit vielen Jahren setzen wir Sensomotorische Fußbettungen ein, um Sportlerinnen und Sportler mit ihren typischen Beschwerden zu versorgen. Ziel ist es hierbei, den dynamischen Belastungen wie sie im Sport auftreten, gerechter zu werden. Sportassoziierte Beschwerden haben oft einen funktionellen Ursprung. Kausale Zusammenhänge sind daher in der gesamten Bewegungskette zu suchen.

Körperstatik und Körperdynamik beginnen beim Fuß. In vielen Fällen ist es möglich, über den Fuß auf Beschwerden zu wirken, die in angrenzenden oder entfernten Bereichen der Glieder-, Gelenk- und Muskelketten lokalisiert werden.

Sensomotorische Fußbettungen im Sport bedeuten, die statischen und dynamischen Bewegungsprozesse zu optimieren und auf die Latenzzeit der Muskulatur im Sinne einer belastungsorientierten Muskelbalance einzuwirken. So entsteht eine Symbiose zwischen sportgerechter Bettung und Stützung der Füße unter Beibehaltung größtmöglicher Eigendynamik.

Sensomotorische Stimulans oder Tonushemmung unterstützt die körpereigenen Kompensationen im Sinne

des gewünschten Effekts. Das Spektrum der durch die Orthopädie-Schuhtechnik zu versorgenden Indikationen hat sich dadurch wesentlich verändert.

Durch die Erfahrungen der vergangenen Jahre kristallisierten sich einige Beschwerdebilder im Sport als besonders prädestiniert zur Versorgung mit sensomotorischen Fußbettungen heraus. Neben den klassischen Fußüberlastungssyndromen versorgen wir u.a.

- chronische Distorsionstraumata bei relativer Bandinsuffizienz
- pathologische Überpronations- und Supinationsbelastungen
- Tibiakantensyndrom
- Tibialis- anterior-/ posterior -Syndrom
- Plantarfaszitis
- Insertionstendinosen (u. a. d. Plantaraponeurose, Achillessehnen, M. Peroneus brevis, M.tibialis anterior, tractus ilio-tibialis....)
- Achillodynie
- Patella-Spitzensyndrom
- femoropatellares Schmerzsyndrom
- Meniskopathie
- chronische ISG-Blockierungen.

Der effizienten Versorgung sollte eine Untersuchung unter Simulation

der sportlichen Bewegung vorausgehen. Laufband, Videoanalyse, Fußscannung und dynamische Fußdruckbelastungsmessung (Pedographie) gehören bei uns zu den unverzichtbaren Voraussetzungen. Neben den wichtigen Analyseerkenntnissen hilft die Visualisierung auch dem Sportler beim Selbstverständnis seines Bewegungs- und Beschwerdebildes.

Die Einsatzmöglichkeit Sensomotorischer Fußbettungen im Sport möchte ich an einem Beispiel beschreiben.

Fallbeispiel Fußball

Ein Fußballprofi stellte sich vor einigen Wochen in Begleitung des Physiotherapeuten der Mannschaft in unserem Betrieb vor. Die beschriebene Diagnose lautete: Morton'sche Neuralgie des rechten Fußes sowie persistierender Achillessehnen Schmerz rechts.

Im fußballbegeisterten Deutschland könnte man jetzt einfach sagen, der Spieler hat den falschen Verein. Damit sind die wenigsten Fußballspieler zufrieden!

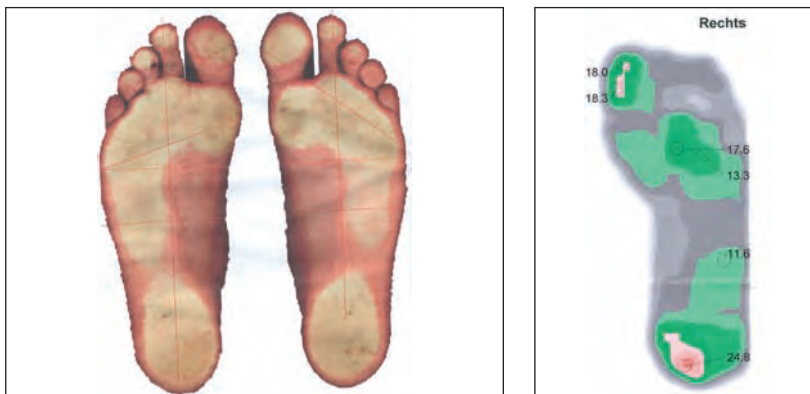
Die Fußscannung zeigte bis auf einen leichten Spreizfuß keine Auffälligkeiten. Die anschließende Videoanalyse erbrachte ebenfalls keine signifikante Veränderung, die auf die geäußerten Beschwerden schließen ließe.

Erst die dynamische Fußdruck-Belastungsmessung (Pedographie) zeigte eine mediale Mehrbelastung der Ferse im „Initial Contact“ rechts sowie eine zunehmend größer werdende plantare Druckbelastung der MK 2+3 in der „Terminal-Stance-Phase“ rechts. Außerdem wurde unter Laufbelastung ein deutlich verstärktes Absinken des Fußlängsgewölbes rechts erkennbar.

Die relative Fußinstabilität bei nicht ausreichender muskulärer Kompensation führte zu einer erhöhten Zugbelastung der Achillessehne als mögliche Ursache der Achillodynie.

Den gewölbestatischen Veränderungen folgte eine Spreizfußfehlbelastung mit Metatarsalgie und Morton'scher Neuralgie rechts.

Das Ziel einer Versorgung mit sensomotorischen Fußbettungen in die-



1 + 2 Das Scanbild der Füße ist unauffällig. Erst die Druckverteilungsmessung in der Dynamik zeigte die mediale Mehrbelastung in der Ferse.



3+4 Mit der sensomotorischen Fußbettung wurde gezielt auf Muskelgruppen eingewirkt, um das Längsgewölbe zu stützen, die Ferse aufzurichten und die Achillessehne zu entlasten.

sem Fall war es, die Balance der Steigbügelmuskulatur zu fördern. Dazu sollte besonders die Tibialisgruppe stimuliert werden.

Um die Zugbelastung in der Achillessehne weiter zu reduzieren, sollte über eine Vorspannung der Tonus im M. triceps surae rechts reduziert werden.

Das vordere Fußquergewölbe galt es, durch eine retrocapitale Abstützung aufzurichten und die Mittelfußköpfchen durch eine plantare Weichbettung zu entlasten.

Als Material kam EVA im Sandwichtaufbau zum Einsatz, wie es sich bei vielen Sportversorgungen bewährt hat.

Die mediale Pelotte im Rückfuß zur Stimulation der Tibialisgruppe wurde so platziert, dass sie eine leichte Abstützung des Sustentaculum tali bildet.

Der Druckpunkt auf den Verlauf des M. tibialis posterior entgegen des Sehnenansatzes führte zu einer Veränderung der Latenzzeit sowie zu einer Erhöhung der Tonusintensität in der Tibialisgruppe (dazu auch Dr. Oliver Ludwig „Untersuchung zur Änderung der muskulären Aktivität durch das Tragen propriozeptiv wirkender Einlagen“, OST 12/2004).

Die laterale Pelotte im Rückfuß wurde nur leicht ausgearbeitet.

Die verbesserte Balance der Steigbügelmuskulatur führte nicht nur zu einer Stabilisierung des Fußlängsgewölbes, sondern unterstützte in der Sekundärfunktion das Anheben der Ferse. Der M. gastrocnemius und M. soleus erhielten eine aktive Unterstützung, was zur Entlastung der Achillessehne führt.

Zur Vorspannung wurde eine retrocapitale Abstützung und ein nach distal abflachender Zehensteg eingesetzt. Das frühzeitig provozierte

Spannungsmaximum im M. triceps surae führte zu einer Tonusreduktion zum Zeitpunkt der Belastung. Die Zugkraft der Achillessehne wurde reduziert.

Die retrocapitale Abstützung wurde mit einer Anhebung im Bereich der MFK 2+3 ausgearbeitet und damit zu einem klassischen Element der Fußquergewölbeaufrichtung ebenso wie zu einem sensomotorischen Element der Muskeltonusregulierung.

Zur Filterung der Impactkräfte bei minimaler Anhebung der Ferse zur Sehnenentlastung in der Akutphase, wurde ein zu drei Vierteln verklebter Stoßabsorber eingesetzt.

Besonders wichtig war es, den Gesamtaufbau und Umriss der Einlage auf die reduzierten Platzverhältnisse eines Fußballschuhs anzupassen. Die auf die Sensomotorik wirkenden Pelottierungen mussten in ihrer Aufbaustärke die erhebliche Mehrbelastung der sportlichen Dynamik berücksichtigen und in ihren Verläufen reduzierter eingesetzt werden als zum Beispiel in der Kinder- und Jugendversorgung.

Der linke Fuß wurde in gleichem Fußbettaufbau mit deutlich reduzierten Pelottierungen gegenüber rechts versorgt.

Binnen weniger Tage konnte eine erhebliche Verminderung der Achillessehnenbeschwerden und der Vorfußbelastungsschmerzen erreicht werden. In Absprache mit dem Physiotherapeuten soll bei einem Kontrolltermin geprüft werden, wie weit die einzelnen Bauelemente der sensomotorischen Fußbettungen den sich verändernden Beschwerdebildern anzupassen sind.

● ● Anschrift des Verfassers:

OSM Stefan Woltring
Schulstraße 11a
49477 Ibbenbüren

Stefan Woltring, Udo Herberger:

Traditionelle Konzepte überdenken – Einlagenversorgung von Fußballern

Zusammenfassung:

Was haben Fußballerweisheiten und die orthopädisch-schuhtechnische Versorgung von Spitzensportlern gemeinsam? Es lohnt sich, sie ab und zu zu hinterfragen. Der Autor würdigt den Einzug sensomotorischer Überlegungen in die Versorgung von Leistungs- und Freizeitsportlern und zeigt anhand des Beispiels einen Berufsfußballers die individuelle Einlagenanpassung auf.

Der Ball ist rund und ein Spiel dauert 90 Minuten.“ Oder: „Zuerst hatten wir kein Glück und dann kam auch noch Pech dazu.“ Zitate von Fußballern beweisen, dass unter den Ballkünstlern immer wieder scharf denkende Zeitgenossen sind, die mit einfachen Worten die Situation auf den Punkt bringen. Doch solche wunderbaren Weisheiten gibt es nicht nur in der Welt des Fußballs: „Eine Einlage hat eine Pelotte und eine Fußlängsgewölbestütze und eine Pelotte und eine Fußlängsgewölbestütze.“ Wer wollte das bezweifeln?

Seit vielen Jahren fertigt unser Handwerk Einlagen und diese haben eine Pelot-

te und eine Fußlängsgewölbestütze. Nie wurde bewiesen, dass diese Elemente wirken und doch machen wir es so – schon viele Jahrzehnte lang. Gut so! Weiter so?

Veränderte Anforderungen

Die Anforderungen an die Orthopädisch-schuhtechnik haben sich geändert. Mit neuen Herausforderungen wurde es nötiger denn je, über den Tellerrand zu blicken, zu schauen, was andere Berufsgruppen in die gemeinsamen Versorgungen der Patienten einbringen und worin unsere Möglichkeiten bestehen, einen möglichst effizienten Teil dazu beizutragen.

Die Erkenntnisse der Sportwissenschaft, die enorme Entwicklung der technischen Gerätschaften und Systeme zur Erfassung von Lauf- und Belastungssituationen im Sport, die Erfahrungen der Physiotherapie und Medizin, das alles ist nicht spurlos an uns vorübergegangen. Wie schon oft in der Vergangenheit hat das Orthopädiehandwerk diese Erkenntnisse aufgenommen und in hocheffiziente Hilfsmittel umgesetzt. Unser Handwerk hat die Zeichen der Zeit erkannt: Neue Analyse- und Fertigungstechniken werden genutzt, um Hilfsmittel zu fertigen, die die rezeptorischen und kompensatorischen Fähigkeiten der Menschen unterstützen. Damit eröffnen sich auch im Sport neue Möglichkeiten der Versorgung.



1 Einlagen für Fußballschuhe: Funktion und Passform müssen auf engstem Raum in Einklang gebracht werden.

Verletzungen im Fußball

Nehmen wir zum Beispiel die Verletzungsmuster beim Fußballsport. Die meisten Verletzungen finden im Bereich der unteren Extremitäten und des Becken-Skelettsystems statt. Es werden also die „Arbeitsgeräte“ des Fußballers am häufigsten verletzt.

Neben den akuten Traumen – unter anderem Distorsionen von Sprung- und Kniegelenken einhergehend mit erheblichen ligamentären Verletzungen – sind Überlastungssyndrome die häufigsten Probleme des Sportlers. Auch im Rahmen der Rekonvaleszenz nach Verletzung sind die muskulo-skelettalen Funktionen und Balancen für die Besserung der Leistungsfähigkeit bedeutend – nicht nur im Profisport.

Gerade die häufig auftretenden belastungsabhängigen Verletzungen, zum Beispiel rezidivierende Supina-

tionstraumen, Achillodynie, Tibiakantensyndrom medial/lateral, Femoropatellares Schmerzsyndrom, Insertionstendinose des Becken-Skelettsystems (oft als Adduktoren-Insertionstendinose indiziert) oder Ilio-Tibialis-Schmerzsyndrom (Tractus-Syndrom) stoßen an die Grenzen ärztlicher beziehungsweise physiotherapeutischer Behandlungsmöglichkeiten.

Die Behandlung muskulo-skelettaler Dysfunktionen und Dysbalancen stellt sich oft als besonders schwierig dar. Das Zusammenwirken der Muskelketten, die Kausalität von Belastung und Dysfunktion sowie die Erfassung und Bewertung der einzelnen Belastungsphasen unter sportartbedingten Verhältnissen ist in das Behandlungskonzept mit einzubringen. Die Therapie sollte daher nicht zuletzt propriozeptive/sensomotorische Elemente berücksichtigen. Im Rahmen der Phy-

Anschrift für die Verfasser:

OSM Stefan Woltring
Motioncheck
Mettinger Straße 50
49479 Ibbenbüren
info@motioncheck.de



2 + 3 Die Laufanalyse barfuß und die Kontrolle der Versorgung auf dem Laufband sind Bestandteil jeder Versorgung.

siotherapie ist dies ohnehin das wesentliche Basiselement einer jeden Behandlung. Aus diesem Grund ist es nahe liegend, diese Möglichkeit auch in die Einlagenversorgung einfließen zu lassen. Die Versorgung einer Vielzahl von Sportlerinnen und Sportler nach diesen Prinzipien innerhalb der letzten Jahre zeigt, dass dies nicht nur möglich, sondern angesichts der Erfahrungen und Erfolge unerlässlich geworden ist. Jede Sportlerin und jeder Sportler erwartet zu recht die für sie beziehungsweise ihn bestmögliche Hilfe mit der größten Effizienz.

Fallbeispiel

Ein Fußballer. Der Aufstieg in die Bundesliga wurde in der Saison 2005/2006 verpasst. Der Spieler ist seit dem Winter rekonvaleszent. Die sportmedizinische Vorgeschichte: chronifizierte degenerative laterale Menis-

cusläsion mit Knorpeldefekt des Femurcondylus und Tibiaplateau durch Fehlbelastung des rechten Kniegelenkes.

Statisch zeigten sich Fuß- und Beinachse im varus bei Supination der Füße. Videoanalyse und Pedographie lassen eine Asymmetrie im Sinne einer Pronationsbewegung in der „Loading Response“ und in der „Mid-Stance-Phase“ der Füße rechts und links erkennen.

Ziel der Einlagenversorgung muss es daher sein, statische wie auch die sich im Laufen verändernden Belastungen zu erfassen und in einer Fußbettversorgung zu berücksichtigen. Primär werden Pelottierungen im Rückfuß so platziert, dass Druckpunkte Stimulationen auf die Steigbügelmuskulatur (M. tibialis anterior/posterior, M. peroneus longus/brevis) unter Berücksichtigung der einzelnen

Schrittphasen auslösen. Eine Harmonisierung der Bewegung im Sinne einer Belastungssymmetrie ist die Folge.

In einer Kontrollmessung konnte die Stabilisierung der Beinachse sowie eine reduzierte Pronationsbewegung festgestellt werden.

Die Konstruktion und Herstellung der Fußbettungen erfolgt mittels eines Computerprogramms und einer CAD-Fräse. Das Material der Fußbettungen hat dämpfende und führende Eigenschaften. Dieses und die anschließenden handwerklichen Anpassungen an die subjektiven Belange des Sportlers sowie die Einpassung der Fußbettungen in die Fußballschuhe – und in die Laufschuhe – gewähren ein Höchstmaß an Individualität.

Zum Zeitpunkt der Einlagenanpassung hatten bereits umfangreiche Vorbehandlungen stattgefunden und der Berufsfußballer war nicht in der Lage, seinen Beruf auszuüben. Dank der Einlagenversorgung in Verbindung mit weiteren Therapien wie isokinetisches Training, Krankengymnastik an Geräten und der Anwendung von Weichteiltechniken durch den Physiotherapeuten konnte in wenigen Wochen eine erhebliche Verbesserung des Krankheitsbildes erreicht werden. Dabei erwies sich die

koordinierte interdisziplinäre Zusammenarbeit zwischen Sportmediziner, Physiotherapeut, Rehabilitationstrainer und Orthopädieschuhtechniker als effizient und unerlässlich. Im Rahmen eines innovativen Therapiekonzeptes ist sie ein fester Bestandteil.

Ach ja, dann wären da noch: „Nach dem Spiel ist vor dem Spiel“ und „Wichtig ist auf'm Platz.“ ■



4 Der Spieler bei der Anprobe der Einlage mit Schuh.