

Jacqueline Romkes

Labor für Bewegungsuntersuchungen, Universitäts-Kinderspital beider Basel (UKBB)

# Statische Gleichgewichtskontrolle mit dem MBT-Schuh

## Zusammenfassung

Der MBT-Schuh ist ein speziell entwickeltes Trainings- und Therapiegerät, das auf der Masai Barfuss Technologie (MBT) basiert und im Alltag getragen werden kann. In der vorliegenden Arbeit wurde die Wirkung des MBT-Schuhs auf den zeitlichen Verlauf des Kraftangriffspunkts untersucht. Hierdurch konnten Rückschlüsse auf die statische Gleichgewichtskontrolle des Trägers gemacht werden. Die Gleichgewichtsanalyse mit und ohne MBT-Schuh erfolgte im Labor für Bewegungsuntersuchungen des Universitäts-Kinderspitals beider Basel (UKBB) auf einer Kraftmessplatte. Für die Studie wurden neun beschwerdefreie Probanden rekrutiert, die bereits Erfahrung im Tragen des MBT-Schuhs hatten. Jeder Proband absolvierte mehrere Gleichgewichtstests (bipedaler Stand mit geöffneten und geschlossenen Augen; Einbeinstand auf dominantem und nichtdominantem Bein mit geöffneten Augen). Hierdurch konnte gezeigt werden, dass sich das Gleichgewicht sowohl in anteroposteriorer als mediolateraler Richtung zwischen barfuss und MBT-Schuh nur im bipedalen Stand (sowohl mit geöffneten als auch mit geschlossenen Augen) signifikant voneinander unterscheidet. Bei den Gleichgewichtsanalysen im Einbeinstand konnten keine statistischen Unterschiede festgestellt werden. Ob sich diese Ergebnisse auch auf das dynamische Gleichgewicht im Gehen übertragen lassen, konnte an dieser Stelle nicht geklärt werden.

## Abstract

The MBT shoe is a training device based on the Masai Barefoot Technique (MBT) that can be used during daily locomotion activities. The aim of the present study was to investigate how postural control during quiet stance was influenced by the MBT shoe in healthy subjects. Center of pressure (COP) excursions were measured on a force platform at the Laboratory for Movement Analysis of the University Children's Hospital in Basel. Nine healthy subjects with experience in wearing the MBT shoe stood on a force platform in two-legged stance (eyes open and closed) and one-legged stance (dominant and non-dominant leg with eyes open). COP excursions significantly increased in the two-legged stance conditions, for both the anteroposterior and the mediolateral direction, with the MBT shoe compared to barefoot. For one-legged stance, however, no significant differences between MBT shoe and barefoot were found. Whether these results are the similar for walking, remains to be investigated.

Schweizerische Zeitschrift für «Sportmedizin und Sporttraumatologie» 56 (2), 61–65, 2008

## Einleitung

Schuhe beeinflussen das Stehen und Gehen. Nicht nur das Bewegungsmuster, sondern auch die Druckverteilung zwischen Schuh und Fuss, die Muskelaktivierung und das Gleichgewicht des Trägers werden durch den Schuh beeinflusst. Der Schuhtyp und das Schuhdesign spielen dabei eine grosse Rolle. So kann ein gut ausgewählter Schuh im Sport- und Trainingsbereich dazu beitragen, das Verletzungsrisiko zu reduzieren (Orendurff et al., 2007; Parkkari et al., 2001; Frey, 1997; Nigg und Segesser, 1992). Stöckelschuhe hingegen haben, durch die Schrägstellung des Fusses, eine vergrösserte Hebelwirkung und zudem eine verringerte Standfläche, wodurch das Gleichgewicht beeinträchtigt wird. Zudem verlagert sich der maximale Druck unter den Füssen nach vorne in Richtung des Os metatarsale I und des Hallux und wird dort erhöht (Mandato und Nester, 1999; Snow et al., 1992; Hong et al., 2005). Ebenso werden Fuss-Pathologien, wie z.B. der Hallux valgus und die Knie-Osteoarthritis bei Frauen, mit dem Tragen von Stöckelschuhen oder schlecht passendem Schuhwerk in Verbindung gebracht (Kerrigan et al., 1998). Andererseits kann eine Fersenhöhung bei der Behandlung von Achillessehnenproblemen (Tendo-Achilles Bursitis, Tenosynovitis, Achillessehne-Rupturen) auch nützlich sein, da die Muskelaktivität der Gastrocnemius- und Tibialis-anterior-Muskeln mit zunehmendem Fersenabsatz reduziert wird (Lee

et al., 1990). In Hinsicht auf ältere Menschen ist das Schuhdesign wichtig, um vor allem das Sturzrisiko zu verringern. Verschiedene Faktoren, die in der Literatur erwähnt werden, sind: Höhe des Fersenabsatzes, Materialeigenschaften der Schuhsohle (Dicke, Höhe, Härte) und Bindungsart (offener oder geschlossener Schuh). Um das Sturzrisiko zu reduzieren und die Gangstabilität zu erhöhen, sind eine möglichst grosse Standfläche und ein möglichst niedriger Fersenabsatz von grosser Bedeutung (Tencer et al., 2004). Eine weitere Patientengruppe, die sehr auf das Schuhdesign angewiesen ist, sind Patienten mit Neuropathie bei Diabetes mellitus (Leung, 2007). Hierbei steht in erster Linie der zu hohe Druck auf spezifische Regionen der unsensiblen Fusssohle im Vordergrund. Mehrere Studien haben gezeigt, dass durch das Schuhdesign der Entstehung eines Ulcus vorgebeugt werden kann, wenn der Druck zwischen Schuh und Fusssohle anders verteilt wird (Praet und Louwerens, 2003; Xu et al., 1999).

Der MBT-Schuh ist ein speziell entwickeltes Trainings- und Therapiegerät, das auf der Masai Barfuss Technologie (MBT) basiert und im Alltag getragen werden kann (Abb. 1). Das MBT-Konzept beruht auf der Idee, dass der menschliche Bewegungsapparat für das Barfuss-Gehen auf weichem, natürlichem Untergrund geschaffen ist. Der Entwickler liess sich hierbei vom ostafrikanischen Stamm der Masai inspirieren, bei dem Rücken- und Gelenkprobleme so gut wie unbekannt sind. Die spezielle Soh-



Abbildung 1: MBT-Schuh mit charakteristischer weicher Sohlenkonstruktion, die auf der Masai Barfuss Technologie (MBT) basiert.

lenkonstruktion des MBT-Schuhs soll einen natürlichen, weichen Untergrund nachempfinden und so unter anderem vernachlässigte Muskeln trainieren sowie bei Rücken-, Hüft-, Bein- und Fussbeschwerden als auch bei Gelenks-, Bänder- und Sehnenverletzungen helfen.

Bis heute wurden mehrere wissenschaftliche, peer-reviewed Studien (zitiert in der PubMed Database) publiziert, die unterschiedlichste Aspekte des MBT-Schuhs untersucht haben. So zeigte eine Studie von Stewart et al. (2007), dass die Druckverteilung (gemessen mit Im-Schuh-Pedobarografie) zwischen Fuss und Schuh im Stehen und Gehen mit MBT-Schuh im Vergleich zu normal flachen Schuhen verändert wurde. Einerseits reduzierte sich der maximale Druck unter dem Mittelfuss im Stehen um 21% und unter der Ferse um 11%. Andererseits wurde jedoch eine Druckzunahme von 76% unter der Zehenregion gemessen. Es zeigte sich folglich eine Verschiebung der Druckverteilung zu der vorderen Fussregion sowohl im Stehen als auch im Gehen. Diese Ergebnisse sind vergleichbar mit Studienresultaten über Im-Schuh-Druckverteilung bei Stöckelschuhen.

Nigg et al. (2006a) untersuchten die Muskelaktivität, den Kraftangriffspunkt (Centre of Pressure) sowie verschiedene kinematische und kinetische Parameter beim Stehen und Gehen von gesunden Probanden in unterschiedlichem Schuhwerk. Die Studie ergab, dass der MBT-Schuh weniger stabil ist als ein herkömmlicher Sportschuh. Beim Gehen zeigte sich im Fussgelenk signifikant mehr Dorsalextension während der ersten Hälfte der Standphase. In einer Folgestudie bei Patienten mit Knie-Osteoarthritis wurde gezeigt, dass es keine Unterschiede in der Abnahme von Schmerzempfindlichkeit oder eine Verbesserung der Standstabilität zwischen dem MBT-Schuh und einem herkömmlichen Schuh über eine 12-wöchige Zeitperiode gab (Nigg et al., 2006b). Obwohl kein Unterschied in der Standstabilität zwischen den beiden Gruppen vorlag, konnten sich die Patienten mit MBT-Schuh über die 12 Wochen gleichermaßen verbessern.

Im Labor für Bewegungsuntersuchungen (Ganglabor) des Universitäts-Kinderspitals beider Basel wurden ähnliche Fragestellungen zum MBT-Schuh genauer untersucht. Aufgrund der umfangreichen technischen Ausstattung hat das Ganglabor die Möglichkeit, Bewegungen eines Patienten oder eines Sportlers detailliert dreidimensional zu quantifizieren. Als erstes klinisches Ganglabor Europas führt es seit den 1970er-Jahren klinische instrumentierte Ganganalysen bei Patienten als Dienstleistung durch. Die therapeutische oder operative Behandlungsplanung bei Patienten mit komplexen Gangstörungen steht dabei im Vordergrund. Diese Dienstleistung hat sich jedoch nur etablieren können, weil parallel hierzu auch immer klinische Forschung durchgeführt wurde. Heute ist das Ganglabor mit zwei Bewegungsanalyse-Systemen (Vicon 460 und Vicon MX, ViconPeak, Oxford Metrics, Oxford, UK, mit je 6 Kameras), zwei Kraftmessplatten (Kistler Instrumente AG,

Winterthur, CH), einem 16-Kanal-Oberflächen-Elektromyografie-System (Neurodata, Wien, A) sowie mit mehreren Videokameras ausgestattet (Abb. 2). Hierdurch wird auch heute sichergestellt, dass Forschung auf höchstem Niveau betrieben werden kann. Das Forschungsteam beschäftigt sich mit biomechanischen Fragestellungen aus der Rehabilitation, der Orthopädie, der Sportmedizin und den Sportwissenschaften. Hierbei gilt das Hauptaugenmerk dem Bewegungsmuster, den Kräften und der Muskelaktivierung während der dynamischen Bewegung. So wurde beispielsweise untersucht, wie die Muskelaktivierung und der Bewegungsablauf während des Gehens durch das Tragen von Unterschenkelorthesen bei Kindern mit einer hemiparetischen Zerebralparese beeinflusst werden kann (Romkes und Brunner, 2002; Romkes et al., 2006a). Ebenso wurde der Frage der Wirkung und des Effekts des MBT-Schuhs im Rahmen der klinischen Forschung nachgegangen. In der bereits publizierten Arbeit von Romkes et al. (2006b) wurden die Unterschiede in kinematischen Parametern und in Muskelaktivitätsmustern während des Gehens mit herkömmlichen Schuhen und dem MBT-Schuh untersucht. Diese Studie kam zu dem Ergebnis, dass sich das Bewegungs- und Muskelaktivitätsmuster mit MBT-Schuh vor allem im Sprunggelenk änderte. Die hierbei beobachtete erhöhte Muskelaktivität im M. gastrocnemius und M. tibialis anterior kann als spezifisches Training genutzt werden. In der vorliegenden Arbeit hingegen wurde die Wirkung des MBT-Schuhs auf den zeitlichen Verlauf des Kraftangriffspunkts (Centre of Pressure) bei gesunden Probanden untersucht. Damit konnten Rückschlüsse auf die statische Gleichgewichtskontrolle des Trägers gemacht werden. Die entsprechende Hypothese lautete, dass das statische Gleichgewicht durch die weiche Sohlenkonstruktion des MBT-Schuhs und den erhöhten Abstand vom Boden zum Sprunggelenk reduziert ist.

## Methode

### Probanden

Für die Studie wurden neun beschwerdefreie Probanden rekrutiert, die bereits seit mindestens vier Wochen Alltags-Erfahrung im Tragen des MBT-Schuhs hatten. Alle Probanden wurden durch einen MBT-Instruktor fachgerecht geschult. Die Gruppe setzte sich aus 6 weiblichen und 3 männlichen Probanden mit einem durchschnittlichen Alter von  $33 \pm 6$  Jahren bei einer Grösse von  $173 \pm 8$  cm und einem Gewicht von  $69 \pm 12$  kg zusammen. Die Studie wurde mit Bewilligung der Ethik-Kommission beider Basel durchgeführt.

### Untersuchungsablauf

Die Gleichgewichtsanalyse mit und ohne MBT-Schuh erfolgte im Labor für Bewegungsuntersuchungen des Universitäts-Kinders-

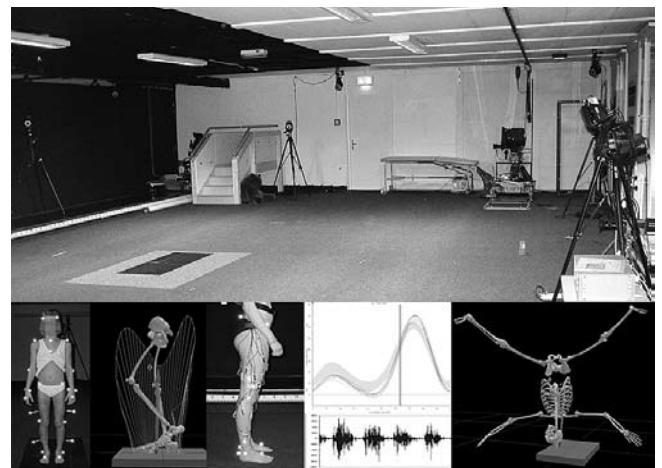


Abbildung 2: Das Labor für Bewegungsuntersuchungen des Universitäts-Kinderspitals beider Basel (UKBB) und verschiedene Messmöglichkeiten, die hier zur Anwendung kommen.

spitals beider Basel (UKBB). Die Probanden wurden gebeten, sich auf ein weisses Blatt Papier in einer für sie angenehmen Position zu stellen. Dann wurden die Füße mit einem Bleistift nachgezeichnet, um die Standposition reproduzierbar festzuhalten. Das Blatt Papier wurde auf eine Kraftmessplatte (Type 9281C, Kistler AG, Winterthur, CH) geklebt, wobei die Fusslängsachse mit der x-Achse der Kraftmessplatte ausgerichtet wurde. Dabei entsprach die x-Achse als Fusslängsachse der anteroposterioren Schwankung und die dazu rechtwinklig verlaufende y-Achse der mediolateralen Schwankung. Das dominante Bein wurde intuitiv durch jeden Probanden selber bestimmt, indem eine Strecke von fünf Metern auf einem Bein hüpfend absolviert werden musste. Jeder Proband durchlief jeweils vier Wiederholungen der nachfolgenden vier Gleichgewichtstests, sowohl barfuss als auch mit MBT-Schuh:

1. Bipedale Standposition mit offenen Augen
2. Bipedale Standposition mit geschlossenen Augen
3. Einbeinstand auf dem dominanten Bein mit offenen Augen
4. Einbeinstand auf dem nichtdominanten Bein mit offenen Augen

Jeder Versuch dauerte 10 Sekunden. Die Probanden wurden gebeten, sich bei jeder Aufnahme auf einen Punkt in 3 Meter Entfernung auf Augenhöhe zu konzentrieren, wobei die Hände auf die Hüfte gestützt wurden (Abb. 3). Für die Versuche mit geschlossenen Augen wurden die Probanden zunächst wiederum gebeten, sich auf einen 3 Meter entfernten Punkt zu konzentrieren und dann die Augen zu schliessen. Beim Einbeinstand wurde das nicht belastete Bein leicht gewinkelt angehoben, sodass der Fuss einige Zentimeter über der Standfläche schwebte. Die Probanden gaben dann selbst verbal an, wann sie bereit waren, sodass die Aufnahme gestartet werden konnte. Ob die Tests zuerst barfuss oder mit MBT-Schuh gemacht wurden, wurde unter den Probanden randomisiert. In jedem Versuch bestand die Hauptaufgabe für die Probanden darin, über die definierte Zeitperiode so ruhig wie möglich zu stehen. Nach jedem Versuch konnten sich die Probanden kurz entspannen, und nach vier Versuchen gab es eine Pause von einigen Minuten, bei der die Testposition verlassen wurde. Als Parameter wurde die Verschiebung des Kraftangriffspunkts in anteroposteriore (x-Koordinate der Kraftmessplatte) und in mediolaterale (y-Koordinate der Kraftmessplatte) Richtung über 10 Sekunden mit ein Aufnahmefrequenz von 600 Hz erfasst.

**Kraftangriffspunkt-Auswertung**

Für jeden Versuch von 10 Sekunden Dauer wurde, sowohl für die anteroposteriore als auch für die mediolaterale Richtung, die Standardabweichung der Schwankung des Kraftangriffspunkts berechnet. Der Mittelwert über alle vier Versuche pro Gleichgewichtsform wurde berechnet und diente als Leistungswert für jeden Probanden. Um festzustellen, ob das statische Gleichgewicht

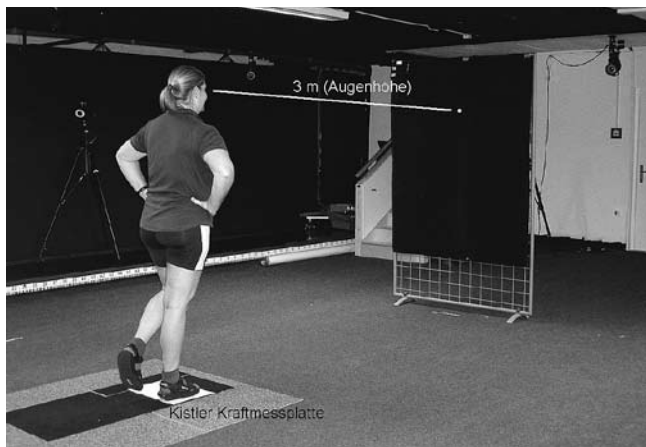


Abbildung 3: Aufnahme im Einbeinstand.

im Stehen mit MBT-Schuh statistisch von dem ohne MBT-Schuh abweicht, wurde der Wilcoxon-Test für nichtparametrisch gepaarte Stichproben gewählt (P < 0.01). Die Berechnung erfolgte mit dem Statistikprogramm SPSS Version 14.0.

**Resultate**

In *Abbildung 4* sind zunächst exemplarisch die Ergebnisse der Gleichgewichtsanalysen für einen der Probanden wiedergegeben. Aus der grafischen Darstellung wird deutlich, dass die Schwankung des Kraftangriffspunkts sowohl in der anteroposterioren als auch in der mediolateralen Richtung mit zunehmender Schwierigkeit (bipedaler Stand mit offenen Augen, bipedaler Stand mit geschlossenen Augen, Einbeinstand) zunimmt. Dies äussert sich in der grösseren Ausdehnung des Kraftangriffspunkts innerhalb der Grafik. Des Weiteren ist auch deutlich zu sehen, dass beim bipedalen Barfuss-Stand das Gleichgewicht besser kontrolliert werden kann als mit MBT-Schuh.

Die Ergebnisse für die gesamte Probanden-Gruppe sind in *Abbildung 5* (anteroposteriore Schwankung) und *Abbildung 6* (mediolaterale Schwankung) zusammengefasst. Anhand der statistischen Auswertung wird deutlich, dass sich das statische Gleichgewicht sowohl in anteroposteriorer als auch in mediolateraler Richtung zwischen barfuss und MBT-Schuh nur im bipedalen Stand (sowohl mit offenen als auch geschlossenen Augen) signifikant (P < 0.01) voneinander unterscheidet.

**Diskussion**

Die vorliegende Arbeit ging der Frage nach, inwieweit das statische Gleichgewicht mit MBT-Schuh im Vergleich zum Barfuss-Stehen beeinflusst wird. Dazu wurde die Schwankung des Kraftangriffspunkts

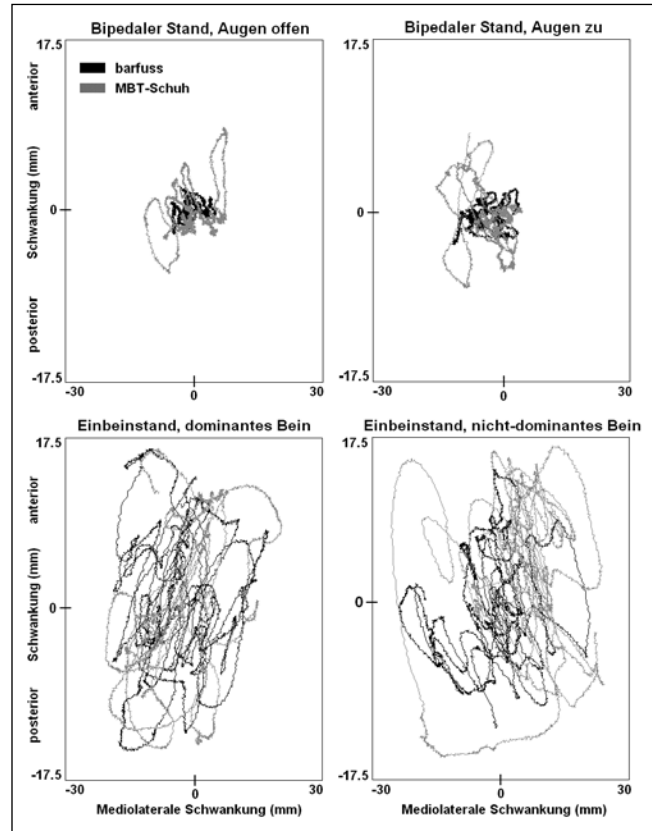


Abbildung 4: Darstellung der Bewegung des Kraftangriffspunktes über 10 Sekunden für die unterschiedlichen Gleichgewichtsanalysen. In jeder Grafik sind 2 Versuche eines Probanden überlagert – barfuss (schwarz) und mit MBT-Schuh (grau).

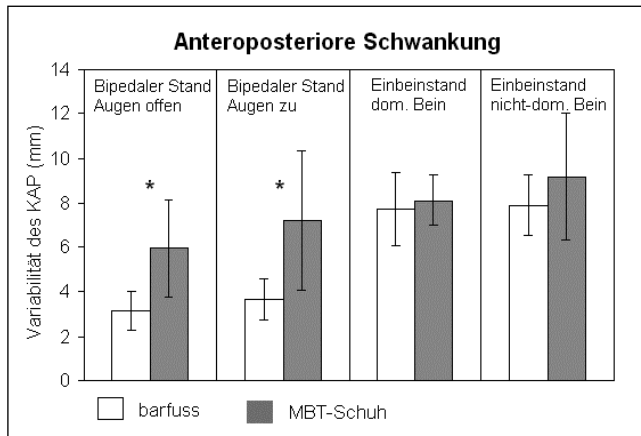


Abbildung 5: Ergebnisse der Gleichgewichtsanalysen für die anteroposteriore Schwankung. Die Werte für die Variabilität des Kraftangriffspunkts (KAP) sind Gruppen-Mittelwerte und Standardabweichung für die vier unterschiedlichen Tests. Für beide bipedalen Standpositionen sind die Variabilitäts-Werte signifikant unterschiedlich ( $P < 0.01$ ) mit und ohne MBT-Schuh (indiziert durch \*).

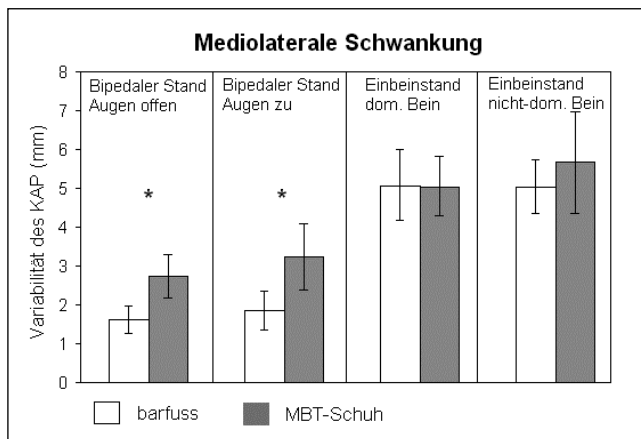


Abbildung 6: Ergebnisse der Gleichgewichtsanalysen für die mediolaterale Schwankung. Die Werte für die Variabilität des Kraftangriffspunkts (KAP) sind Gruppen-Mittelwerte und Standardabweichung für die vier unterschiedlichen Tests. Für beide bipedalen Standpositionen sind die Variabilitäts-Werte signifikant unterschiedlich ( $P < 0.01$ ) mit und ohne MBT-Schuh (indiziert durch \*).

punkts bei unterschiedlichen Standpositionen mit zunehmendem Schwierigkeitsgrad gemessen. Die Hypothese, dass durch die weiche Sohlenkonstruktion des MBT-Schuhs und den erhöhten Abstand vom Boden zum Sprunggelenk das Gleichgewicht reduziert ist, galt nur für die bipedalen Standpositionen. In den Einbeinstandpositionen konnten keine Unterschiede in der statischen Gleichgewichtskontrolle festgestellt werden.

In den bipedalen Standpositionen wurde unterschieden, ob die Probanden mit offenen oder geschlossenen Augen standen. Jedoch zeigten beide Versuche deutlich, dass die statische Gleichgewichtskontrolle mit MBT-Schuh im Vergleich zum Barfuss-Stehen erniedrigt war. Diese Ergebnisse zeigten sich sowohl für die anteroposterioren als auch mediolateralen Schwankungen des Kraftangriffspunkts und stimmen mit der Studie von Nigg et al. (2006a) überein. Die Hypothese, dass der MBT-Schuh das statische Gleichgewicht reduziert, kann darum für die bipedale Standposition bestätigt werden.

In vielen Sportarten, wie z.B. Volleyball, Basketball, Skisport, Fussball, Geräteturnen, und ebenso im Bereich der Rehabilitationsmedizin ist es ein erklärtes Ziel, die Gleichgewichtsfähigkeiten zu fördern. So geht es bei dem propriozeptiven Training um die Stärkung der inneren Wahrnehmung, d.h. der Wahrnehmung

der Stellung, Bewegung, Kraft und der Lage des Körpers im dreidimensionalen Raum. Ein solches Training basiert vornehmlich auf Übungen auf instabilen Untergründen, also etwa dem Aero-Step, auf Luftkissen, Balancebrettern, Therapiekreiseln, Wackelmatten, dem Trampolin oder dem Wobble-Board. Dementsprechend konnte in einer Studie von Verhagen et al. (2004) gezeigt werden, dass ein 36-wöchiges propriozeptives Trainingsprogramm auf einem Balancebrett das wiederholte Auftreten von Kapsel-Band-Verletzungen des Sprunggelenkes bei Volleyballspielern reduzierte. Ähnlich wäre es denkbar, dass der MBT-Schuh als zusätzliches dynamisches alltägliches Trainingsgerät zur Förderung der Gleichgewichtskompetenz eingesetzt werden kann.

Bei den Einbeinstand-Versuchen war die Standfläche im Vergleich zu den Versuchen mit bipedalem Stand reduziert, wodurch das Gleichgewicht des Körperschwerpunkts schwieriger zu kontrollieren war. Die Resultate der Gleichgewichtsanalysen zeigten für den Einbeinstand sowohl auf dem dominanten als auch auf dem nichtdominanten Bein keine signifikanten Unterschiede zwischen dem Barfuss-Stehen und dem Stehen mit MBT-Schuh. Die Hypothese, dass der MBT-Schuh das statische Gleichgewicht reduziert, muss darum für die Einbeinstandpositionen abgelehnt werden.

Das MBT-Konzept basiert auf der Idee, dass der menschliche Bewegungsapparat für das Barfuss-Gehen auf weichem, natürlichem Untergrund geschaffen ist. Entsprechend sind die Referenz-Gleichgewichtsanalysen in dieser Arbeit barfuss durchgeführt worden. Ein weiterer Vergleich mit alltäglichen Strassenschuhen wurde in dieser Studie nicht durchgeführt, da man für aussagekräftige Vergleichsergebnisse bei allen Probanden ein gleiches Strassenschuhdesign hätte zugrunde legen müssen. Diese Limitierung der Studie kann jedoch insofern relativiert werden, als dass diesbezüglich in der Vergangenheit bereits mehrere wissenschaftliche Studien veröffentlicht wurden. Diese Studien haben gezeigt, dass kein signifikanter Unterschied der Gleichgewichtskontrolle beim Barfuss-Stehen und beim Stehen mit normalem Schuh ohne Absatz vorliegt (Arnadottir und Mercer, 2000; Briggs et al., 1989; Lord und Bashford, 1996).

Obwohl der MBT-Schuh positive Auswirkungen auf die Förderung der Gleichgewichtskompetenz (wie oben dargelegt) haben kann, sollte dieses Trainingsgerät wie jedes andere medizinische Trainingsgerät der Situation entsprechend eingesetzt werden. Hierbei ist auch eine sportmedizinische oder physiotherapeutische Betreuung im Einzelfall abzuwägen. Dies kann an folgendem Beispiel illustriert werden: Es ist aus mehreren Studien bekannt, dass sich mit zunehmendem Alter die Gleichgewichtsfähigkeit reduziert und das Sturzrisiko zunimmt (Overstall et al., 1977; Gehlsen und Whalley, 1990; Teasdale et al., 1991; Wolfson et al., 1992). Wenn auch gezeigt werden kann, dass ein Balance-Trainingsprogramm bei älteren Menschen positive Auswirkungen auf die Gleichgewichtskontrolle hat, so spielen gerade hier ebenso andere Faktoren wie z.B. die Muskelkraft oder die Reaktionsfähigkeit eine wichtige Rolle. Des Weiteren ist bekannt, dass der Schuhtyp einen wesentlichen Einfluss auf das Sturzrisiko hat. So werden für ältere Menschen eher Schuhe mit einer möglichst grossen Standfläche und einem möglichst niedrigen Fersenabsatz empfohlen, um das Sturzrisiko zu reduzieren und die Gangstabilität zu erhöhen (Tencer et al., 2004). Dementsprechend ist der MBT-Schuh mit seiner reduzierten Gleichgewichtskontrolle in einer bipedalen Standposition für ältere Menschen vor allem im Alltag eher nicht zu empfehlen.

Eine interessante Frage, die man sich in diesem Zusammenhang stellen kann, ist, wie der MBT-Schuh das Gleichgewicht während des Gehens beeinflusst. Die vorliegende Studie hat gezeigt, dass das statische Gleichgewicht mit dem MBT-Schuh im bipedalen Stand reduziert ist, jedoch der Einbeinstand hierdurch nicht signifikant beeinflusst wird. Ob sich diese Ergebnisse auch auf das dynamische Gleichgewicht in der bipedalen Standphase und Einbeinstandphase im Gehen übertragen lassen, muss in weiteren Studien untersucht werden.

## Schlussfolgerung

Die statische Gleichgewichtskontrolle mit dem MBT-Schuh ist schlechter als die beim Barfuss-Stehen, aber nur in der bipedalen Standposition. Im Einbeinstand konnten keine Unterschiede in der statischen Gleichgewichtskontrolle festgestellt werden. Aufgrund der hier dargelegten Untersuchungen wäre es denkbar, dass der MBT-Schuh als zusätzliches dynamisches alltägliches Trainingsgerät zur Förderung der Gleichgewichtskompetenz eingesetzt werden kann. Dieses Trainingsgerät sollte aber, wie jedes andere medizinische Trainingsgerät, der Situation entsprechend eingesetzt werden. So muss berücksichtigt werden, dass mit einem reduzierten Gleichgewicht das Sturzrisiko steigt, wodurch für bestimmte Patientengruppen oder ältere Menschen der MBT-Schuh im Alltag eher ungeeignet scheint.

## Danksagung

Die Autorin möchte sich bei Dr. Sven Heekmann für die konstruktive Überarbeitung des Manuskripts bedanken.

## Korrespondenzadresse:

Jacqueline Romkes, Labor für Bewegungsuntersuchungen, Universitäts-Kinderspital beider Basel (UKBB), Burgfelderstrasse 101, 4055 Basel, Telefon 061 326 45 40, E-Mail: j.romkes@unibas.ch

## Literaturverzeichnis

Arnadottir S.A., Mercer V.S. (2000): Effects of footwear on measurements of balance and gait in women between the ages of 65 and 93 years. *Phys. Ther.* 80: 17–27.

Briggs R.C., Gossman M.R., Birch R., Drews J.E., Shaddeau S.A. (1989): Balance performance among noninstitutionalized elderly women. *Phys. Ther.* 69: 748–756.

Frey C. (1997): Footwear and stress fractures. *Clin. Sports Med.* 16: 249–257.

Hong W.-H., Lee Y.-H., Chen H.-C., Pei Y.-C., Wu C.-Y. (2005): Influence of heel height and shoe insert on comfort perception and biomechanical performance of young female adults during walking. *Foot Ankle Int.* 26: 1042–1048.

Kerrigan D.C., Todd M.K., Riley P.O. (1998): Knee osteoarthritis and high-heeled shoes. *Lancet* 351: 1399–1401.

Lee K.H., Shieh J.C., Matteliano A., Smiehorowski T. (1990): Electromyographic changes of leg muscles with heel lifts in women: therapeutic implications. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 71: 31–33.

Leung P.C. (2007): Diabetic foot ulcers: a comprehensive review. *Surgeon* 5: 219–231.

Lord S.R., Bashford G.M. (1996): Shoe characteristics and balance in older women. *J. Am. Geriatr. Soc.* 44: 429–433.

Mandato M.G., Nester E. (1999): The effects of increasing heel height on forefoot peak pressure. *J. Am. Podiatr. Med. Assoc.* 89: 75–80.

Nigg B., Hintzen S., Ferber R. (2006a): Effect of an unstable shoe construction on lower extremity gait characteristics. *Clin. Biomech.* 21: 82–88.

Nigg B.M., Emery C., Hiemstra L.A. (2006b): Unstable shoe construction and reduction of pain in osteoarthritis patients. *Med. Sci. Sports Exerc.* 38: 1701–1708.

Nigg B.M., Segesser B. (1992): Biomechanical and orthopaedic concepts in sport shoe construction. *Med. Sci. Sports Exerc.* 24: 595–602.

Orendurff M.S., Rohr E.S., Segal A.D., Medley J.W., Green III J.R., Kadel N.J. (im Druck): Regional foot pressure during running, cutting, jumping, and landing. *Am. J. Sports Med.* Doi: 10.1177/0363546507309315.

Overstall P.W., Exton-Smith A.N., Imms F.J., Johnson A.L. (1977): Falls in the elderly related to postural imbalance. *Br. Med. J.* 1: 261–264.

Parkkari J., Kujala U.M., Kannus P. (2001): Is it possible to prevent sports injuries? Review of controlled clinical trials and recommendations for future work. *Sports Med.* 31: 985–995.

Praet S.F.E., Louwerens J.-W.K. (2003): The influence of shoe design on plantar pressure in neuropathic feet. *Diabetes Care* 26: 441–445.

Romkes J., Brunner R. (2002): Comparison of a dynamic and a hinged ankle-foot orthosis by gait analysis in patients with hemiplegic cerebral palsy. *Gait Posture* 15: 18–24.

Romkes J., Hell A.K., Brunner R. (2006a): Changes in muscle activity in children with hemiplegic cerebral palsy while walking with and without ankle-foot orthoses. *Gait Posture* 24: 467–474.

Romkes J., Rudmann C., Brunner R. (2006b): Changes in gait and EMG when walking with the Masai Barefoot Technique. *Clin. Biomech.* 21: 75–81.

Snow R.E., Williams K.R., Holmes G.B. Jr. (1992): The effects of wearing high heeled shoes on pedal pressure in women. *Foot Ankle* 13: 85–92.

Stewart L., Gibson J.N.A., Thomson C.E. (2007): In-shoe pressure distribution in “unstable” (MBT) shoes and flat-bottomed training shoes: A comparative study. *Gait Posture* 25: 648–651.

Teasdale N., Stelmach G.E., Breunig A. (1991): Postural sway characteristics of the elderly under normal and altered visual and support surface conditions. *J. Gerontol.* 46: B238–B244.

Tencer A.F., Koepsell T.D., Wolf M.E., Frankenfeld C.L., Buchner D.M., Kukull W.A., LaCroix A.Z., Larson E.B., Tautvydas M. (2004): Biomechanical properties of shoes and risk of falls in older adults. *J. Am. Geriatr. Soc.* 52: 1840–1846.

Verhagen E., Van der Beek A., Twisk J., Bouter L., Bahr R., Van Mechelen W. (2004): The effect of a proprioceptive balance board training program for the prevention of ankle sprains: A prospective controlled trial. *Am. J. Sports Med.* 32: 1385–1393.

Wolfson L., Whipple R., Derby C.A., Amerman P., Murphy T., Tobin J.N., Nashner L. (1992): A dynamic posturography study of balance in healthy elderly. *Neurology* 42: 2069–2075.

Xu H., Akai M., Kakurai S., Yokota K., Kaneko H. (1999): Effect of shoe modifications on center of pressure and in-shoe plantar pressures. *Am. J. Phys. Med. Rehabil.* 78: 516–524.