

Katrin Korsten, Guillaume Mornieux, Nils Walter, Albert Gollhofer
Institut für Sport und Sportwissenschaft, Albert-Ludwigs-Universität Freiburg

Gibt es Alternativen zum sensomotorischen Training?

Zusammenfassung

Die positiven Auswirkungen des sensomotorischen Trainings (SMT) für Prävention und Rehabilitation von Sportverletzungen sind gut belegt. Die Masai Barefoot Technology (MBT[®]) wurde als sensomotorisches Trainings- und Therapiegerät im gesundheitsorientierten Sport entwickelt. Obwohl sowohl das Tragen des MBT[®]-Schuhs als auch SMT beanspruchen, vergleichbare Ziele anzusteuern, wurde ein Vergleich der Effekte bislang nicht untersucht. In vorliegender Untersuchung wurde Versuchsgruppe MBT, die den MBT[®]-Schuh 8 Wochen lang jeden Tag mindestens 4 h tragen sollte, mit Versuchsgruppe SMT, die ein 4-wöchiges herkömmliches sensomotorisches Training absolvierte (3 x 45 min pro Woche), verglichen. In der Eingangs-, Zwischen- (nach 4 Wochen) und Abschlussmessung (nach 8 Wochen) wurden Parameter der posturalen Stabilität («Standstabilität»), der Explosivkraft und der Maximalkraft ermittelt. Eine Verbesserung der Standstabilität konnte für beide Gruppen nachgewiesen werden. Sowohl in anterior-posteriorer als auch in medio-lateraler Richtung war der «Schwankweg» zur kompensatorischen Stabilisierung des «center of pressure» in beiden Untersuchungsgruppen bereits nach 4 Wochen signifikant reduziert. Die drastische Reduktion der SMT-Gruppe nach 4 Wochen konnte allerdings von der MBT-Gruppe erst nach 8 Wochen Intervention erreicht werden. Der in der Literatur zitierte Zusammenhang zwischen Verbesserungen der Standstabilität und der Explosivkraft konnte lediglich für die SMT-Gruppe nachgewiesen werden. Eine gelenkspezifische Überprüfung der Kraftfähigkeit am Sprunggelenk erbrachte für beide Gruppen eine signifikante Verbesserung in der Dorsalflexion, während sich die Fähigkeit zur Plantarflexion nur bei der MBT-Gruppe verbesserte. Insgesamt deuten die Ergebnisse darauf hin, dass die deutlichen funktionellen Anpassungen nach SMT auch durch das Tragen von MBT-Schuhen erzielt werden. Sowohl das Ausmass der trainingsbedingten Funktionsanpassungen als auch die Dynamik sind jedoch geringer ausgeprägt.

Abstract

The effects of sensorimotor training (SMT) are well documented in the prevention and rehabilitation of injuries. The Masai Barefoot Technology (MBT[®]) is used as a sensorimotor sports training and rehab device. Although both methods focus on comparable functions, a comparison of the effects was not investigated yet. The purpose of the study was the comparison of a MBT group, wearing the shoe for 4 h per day for 8 weeks, with the SMT group, practising a training 3 x per week for 45 min over 4 weeks with sensorimotor training-devices like wobbling boards; spinning tops and soft mats. Parameters of postural stability, rate of force development and the maximum of isometric force were analysed by testing both groups at the beginning, as well as after 4 and 8 weeks. The results show a significant reduction of the sway path in anterior-posterior and medio-lateral direction on Posturomed[®] for SMT and MBT. After 4 weeks, the improvement of postural-balance of the SMT group is considerable larger compared with the MBT group but daily wearing of MBT shoes for 4 h over 8 weeks improves postural stability as effectively as a 4-week sensorimotor training. The previously in literature described relationship between the improvement in postural balance and the rate of force development, reflecting the ability to generate high muscular strength in short time, was only shown for the SMT group. In the isolated parameters of dorsiflexion both groups show a significant improvement, whereas in plantarflexion only the MBT group improved. In conclusion, the results document that wearing MBT shoes lead to comparable functional adaptations as with SMT but the degree and the dynamic of adaptation are less pronounced.

Schweizerische Zeitschrift für «Sportmedizin und Sporttraumatologie» 56 (4), 150–155, 2008

Einleitung

Das sensomotorische System umfasst den Komplex von neurosensorischer Reizaufnahme, zentralnervösen Verarbeitungsprozessen und einer davon hervorgerufenen neuromuskulären Antwort. Es stellt damit die Grundlage einer zielgerichteten Bewegungskoordination dar (Bruhn et al., 2001; Lephart et al., 2000).

Ein sensomotorisches Training (SMT) zielt auf eine verbesserte Integration afferenter Informationen beim Ablauf spezifischer Bewegungsprogramme ab. Dies bietet breitgefächerte Einsatzmöglichkeiten für diese Trainingsform. So gehört sie mittlerweile zum standardisierten Trainingsprogramm innerhalb der Prävention und Rehabilitation von Verletzungen der unteren Extremität. Aufgrund ihrer positiven Auswirkungen im Bereich der Verletzungsphy-

laxe (Bahr et al., 1997; McGuine and Keene, 2006; Olsen et al., 2005; Verhagen et al., 2004), aber auch der Leistungssteigerung (Bruhn et al., 2006; Gruber et al., 2007; Gruber und Gollhofer, 2004) wird sie zum einen im Leistungs- und Breitensport junger gesunder Personen angewandt. Andererseits kommt SMT vermehrt im Bereich der Sturzprophylaxe bei älteren Menschen zum Einsatz. Hier werden SMT die Verbesserung funktioneller Reflexaktivitäten (Granacher et al., 2006; Mynark und Kocaja, 2002; Williams et al., 1997) sowie alltagsmotorischer Aufgaben zugesprochen (Province et al., 1995; Wolf et al., 1997). Weitere konkrete Effekte von SMT sind durch eine grosse Anzahl an veröffentlichten Studien belegt: Im Bereich der neuromuskulären Adaptation ist festzuhalten, dass die sprunggelenksumgreifende Muskulatur effektiver arbeitet. In Bereichen der Kraftentwicklung

bringt SMT eine Funktionsverbesserung, die auf der Basis von Explosivkraft-Steigerungen (rate of force development) nachgewiesen werden können (Gauchard et al., 1999, 2003; Granacher et al., 2006; Gruber und Gollhofer, 2004; Heitkamp et al., 2001). Für die Maximalkraft konnte bei Trainierten bisher keine signifikante Verbesserung durch SMT nachgewiesen werden (Bruhn et al., 2004; Gruber et al., 2007; Gruber und Gollhofer, 2004). Allerdings finden sich bei älteren und untrainierten Personen positive Effekte im Bezug auf diesen Parameter (Bruhn et al., 2006; Heitkamp et al., 2001; Hirsch et al., 2003).

Da sich die Masai Barefoot Technology (MBT®) ebenfalls in den genannten Bereichen etablieren möchte, scheint der konkrete Vergleich zwischen SMT und MBT folgerichtig. Bisherige Studien zum MBT-Schuh konnten Gelenksentlastungen oder eine teilweise erhöhte muskuläre Aktivität belegen (Nigg et al., 2006; Romkes et al., 2006). Forschungsergebnisse zum SMT stellen eine gute vergleichbare Basis dar, um die konkreten Effekte von MBT analysieren und verstehen zu können.

Da der MBT-Schuh in seiner funktionellen Wirkungsweise während des Gehens der Haltemuskulatur stetig gesteigerte koordinative Arbeit abverlangt – gerade im Vergleich zu normalem Schuhwerk – ist die Fragestellung von Bedeutung, inwiefern sich die inter- und intramuskuläre Arbeit mit der Anpassungsleistung beim SMT vergleichen lässt.

In vorliegender Untersuchung soll gezeigt werden, wie sich MBT im Vergleich zu SMT verhält. Unter der Voraussetzung, dass sich die Standstabilität verbessert, sind eine grössere posturale Kontrolle mit weniger Ausweichbewegungen und eine Reduzierung der neuromuskulären Aktivität zu erwarten. Dies würde bedeuten, dass die aktive Stabilisierungsfähigkeit der Muskulatur erhöht ist. Eine Erhöhung der Explosivkraft kann auf eine schnellere Aktivierung des Muskels hinweisen, welche auf Mechanismen der effizienteren Muskeladaptation auf neuronaler Ebene wie Rekrutierung, Synchronisation oder Frequenzierung zurückzuführen sind. Aufgrund der weichen Untersohlenkonstruktion des MBT-Schuhs und der damit verbundenen destabilisierenden Abrollcharakteristik beim Bodenkontakt gilt es zu untersuchen, ob sich das Tragen des MBT-Schuhs im Vergleich zu SMT identisch auf die posturale Anpassung auswirkt.

Material und Methoden

Für die Untersuchung sollte Versuchsgruppe MBT den MBT®-Schuh täglich in ihren normalen Tagesablauf integrieren und diesen Schuh 8 Wochen lang jeden Tag mindestens 4 h tragen. Um ein korrektes Anwenden des MBT®-Schuhs zu gewährleisten gab es zu Beginn eine 1-h-Einführung in die korrekte Gangtechnik, sowie eine Nachkontrolle nach einer Woche durch eine Fachperson.

Versuchsgruppe SMT führte ein 4-wöchiges SMT durch. Es wurde dreimal pro Woche ca. 45 min auf instabilen Unterlagen, wie Wackelbrett, Kreisel und Airex-Matte®, trainiert. Es fand eine Eingangsmessung (T0), eine Messung nach 4 Wochen (T1) und eine Endmessung nach 8 Wochen (T2) statt.

Probanden

Insgesamt nahmen 30 Versuchspersonen an der Studie teil (Tab. 1). Diese wurden aus Freiburger nicht-sportaktiven Studenten rekrutiert. Die Probanden wurden zu gleichen Teilen in 2 Gruppen randomisiert. Eine Kontrollgruppe war nicht erforderlich, da sowohl SMT als auch MBT in unterschiedlichen Studien im Vergleich zu Kontrollgruppen signifikante Effekte zugewiesen wurden.

	N	weiblich	männlich	Alter (Jahre)	Grösse (cm)	Gewicht (kg)
SMT-Gruppe	15	6	9	24,2 ± 2,9	175,8 ± 8,6	71,4 ± 9,6
MBT-Gruppe	15	3	12	27,9 ± 3,3	177,7 ± 8,7	74,7 ± 10,8

Tabelle 1: Anthropometrische Daten der Untersuchungsgruppen. SMT: sensomotorisches Training; MBT: Masai Barfoot Technology.

Messmethoden

a) Elektromyographie (EMG)

Nach der Aufklärung der Versuchsperson wurden gemäss dem Standardverfahren nach Reinigung und Abschmirgeln der Haut unilateral die bipolaren Oberflächen Elektroden (Typ 44008347 Ag-AgCl Blue Sensor, Ambu, Ballerup, Denmark) am Bein angebracht. Der im Anschluss gemessene Hautwiderstand lag bei allen Probanden unter 5 kΩ.

Die EMG-Signale wurden mittels einer bipolaren Oberflächen-EMG-Anlage aufgenommen (EISA, Universität Freiburg, Deutschland). Die registrierten Daten erlauben Rückschlüsse über den Einsatz, die Dauer und die Stärke der Muskelinnervation und damit über das Kontraktionsverhalten. Es wurden EMGs von der Unterschenkelmuskulatur, dem M. peroneus longus, dem M. tibialis anterior und dem M. soleus abgeleitet.

Messstationen

a) Posturomed®

Der Parameter der posturalen Stabilität wurde durch den Posturomed® (Haider Bioswing, Pullenreuth, Deutschland) bestimmt. Das Gerät besteht aus einer in zwei Dimensionen frei schwebenden Standplatte. Die Standfläche des Gerätes war in der Transversalebene beweglich gelagert, ausgehend vom 0-Punkt betrug das maximal mögliche Bewegungsausmass ca. 70 mm anterior-posterior und medio-lateral. Es handelte sich dabei um Schwingungen, deren Eigenfrequenz und Dämpfung experimentell bestimmt und auf Reliabilität überprüft waren. Die Versuchsperson stand im Einbeinstand barfuss auf dem Gerät. Auf das Kommando des Versuchsleiters hin versuchte der Proband 40 s lang mit minimalen Bewegungsschwankungen auszukommen. Es wurde darauf geachtet, dass die Versuchspersonen während der Messung die vorgegebene Körperhaltung beibehielten. Das Standbein war im Kniegelenk 30° flektiert, die Hände waren in die Hüfte gestützt und der Blick war geradeaus gerichtet.

Während der Messungen wurden kontinuierlich EMGs der genannten Muskeln aufgezeichnet. Zusätzlich wurde die Beschleunigung der Standfläche des Posturomed® in anterior-posteriorer und medio-lateraler Richtung registriert. Hierzu kamen Beschleunigungsaufnehmer (Kistler®, Winterthur, Schweiz) mit einem Messbereich von 5 g zur Anwendung. Die Signale wurden 10-fach verstärkt und ungefiltert aufgezeichnet.

b) Beinkraftmessgerät (BKM)

An dieser Messstation kam ein Schubschlittengerät zur Anwendung, das durch die Montage einer dreidimensional arbeitenden Kraftmessplattform (Kistler®, Winterthur, Schweiz) um die Fähigkeit der 3D-Reaktionskraftmessung ergänzt wurde.

Der Proband befand sich bei der Messung in Rückenlage mit jeweils einem 90°-Winkel in Hüfte, Knie und Sprunggelenk. Die Translation des Schubschlittens war blockiert, sodass eine isometrische Maximalkraftmessung stattfinden konnte. Dabei wurden die Kraft-Zeit-Verläufe bei der unilateralen isometrischen Maximalkraftkonzentrationen der Beinextensoren gemessen. Die Probanden wurden bei jedem Versuch aufgefordert, schnellstmöglich ihre maximale Kraft zu realisieren. Beim BKM wurde die gesamte Beinkette – im Sinne eines mehrgelenkigen, geschlossenen Systems – ermittelt. Während der Messversuche erfolgte die Aufzeichnung von EMGs. Die wichtigsten Kennwerte waren der Maximalkraftwert und der Explosivkraftwert (= maximale Steigung der Kraft-Zeit-Kurve).

c) *Isomed2000*[®]

Das isokinetische Trainings- und Testgerät *Isomed2000*[®] (D. & R. Ferstl, Hemau, Germany) gibt Aufschluss über die Flexoren- und Extensorenarbeit im Unterschenkel. Das Gerät diente der isolierten Betrachtung der Beuge- und Streckmuskulatur des Unterschenkels in Bezug auf die Maximal- und Explosivkraft.

Die Probanden wurden sitzend mit einem Hüft-, Knie- und Sprunggelenkwinkel von 90° positioniert, dabei wurden sie an Oberkörper, Oberschenkel und Sprunggelenk durch einen Gurt am Gerät fixiert. Wiederum wurden die Probanden bei jedem Versuch aufgefordert, schnellstmöglich ihre maximale Kraft zu realisieren. Während der Messversuche wurde die Aktivierung der entsprechenden Muskulatur mittels EMG aufgezeichnet. Das maximale Drehmoment und der Drehmomentwert der Explosivkraft wurden ermittelt. Im Gegensatz zur Messung am BKM wurde der Drehmomentwert der Explosivkraft als mittlere Steigung der Drehmoment-Zeit-Kurve definiert.

Auswertung und statistische Verarbeitung

Alle Signale wurden synchron mit 1000 Hz registriert. Die ungefilterten analogen Rohsignale wurden digitalisiert (DAQ6023E, National Instruments, Austin, USA) und im PC abgespeichert.

Der biomechanische Parameter der posturalen Stabilität wurde mittels *Posturomed*[®] und EMG-Abnahme ermittelt. Als Mass für die Standstabilität wurden die Beschleunigungssignale zweifach integriert. Dadurch konnte der in 40 s zurückgelegte Weg bestimmt werden. Die Abweichungen vom Nullpunkt wurden für beide Freiheitsgrade (medio-lateral und anterior-posterior) getrennt bestimmt. Um Informationen über den Aktivitätsverlauf der Muskulatur zu erhalten, wurden die iEMGs in einem Zeitraum von 0–40 s analysiert. Dabei wurde das EMG gleichgerichtet, gemittelt

und anschliessend über das 40s-Intervall integriert. Die Messungen wurden unter Laborbedingungen realisiert und Messprozedere und Reihenfolge der Anordnung wurden konstant gehalten.

Als deskriptive Statistik wurden die Mittelwerte und Standardabweichungen berechnet. Die Prüfung der Hypothesen erfolgt mittels t-Test für unabhängige Stichproben auf dem 5%-Niveau. Die Nullhypothese gilt als falsifiziert, wenn die Irrtumswahrscheinlichkeit des Zufallshöchstwertes beim Test 5% unterschreitet.

Resultate

Posturale Stabilität (Standstabilität) auf dem Posturomed[®]

In medio-lateraler Richtung reduzierte die SMT-Gruppe den Schwankweg von T0 zu T1 signifikant (*Abb. 1*). Bei der MBT-Gruppe konnte sowohl zum Zeitpunkt T1 als auch bei T2 eine signifikante Reduktion des Weges festgestellt werden (*Abb. 1*).

In anterior-posteriorer Auslenkung reduzierte die SMT-Gruppe den Schwankweg von T0 zu T1 ebenfalls signifikant (*Abb. 1*). Ähnliche Effekte konnten für die MBT-Gruppe sowohl zum Zeitpunkt T1 als auch bei T2 festgestellt werden (*Abb. 1*).

Die Aktivität der sprunggelenksumgreifenden Muskulatur bei der Analyse der Stabilisierungsfähigkeit im 40s-Test auf dem *Posturomed*[®] reduzierte sich bei beiden Gruppen signifikant (*Tab. 2*). Die SMT-Gruppe erreicht die grösste Reduktion zwischen T0 und T1, während die MBT-Gruppe eine signifikante Reduktion zwischen T1 und T2 aufweisen konnte.

Die prozentualen Veränderungen zeigen, dass sich die SMT-Gruppe von T0 zu T1 um 47% (anterior-posterior) bzw. um 41% (medio-lateral) verbesserte, während sich bei der MBT-Gruppe nach 4 Wochen nur eine Verbesserung um 23% (anterior-posterior) bzw. um 25% (medio-lateral) zeigte. Zum Zeitpunkt T2 zeigt die MBT-Gruppe jedoch ähnliche Verbesserungen wie die

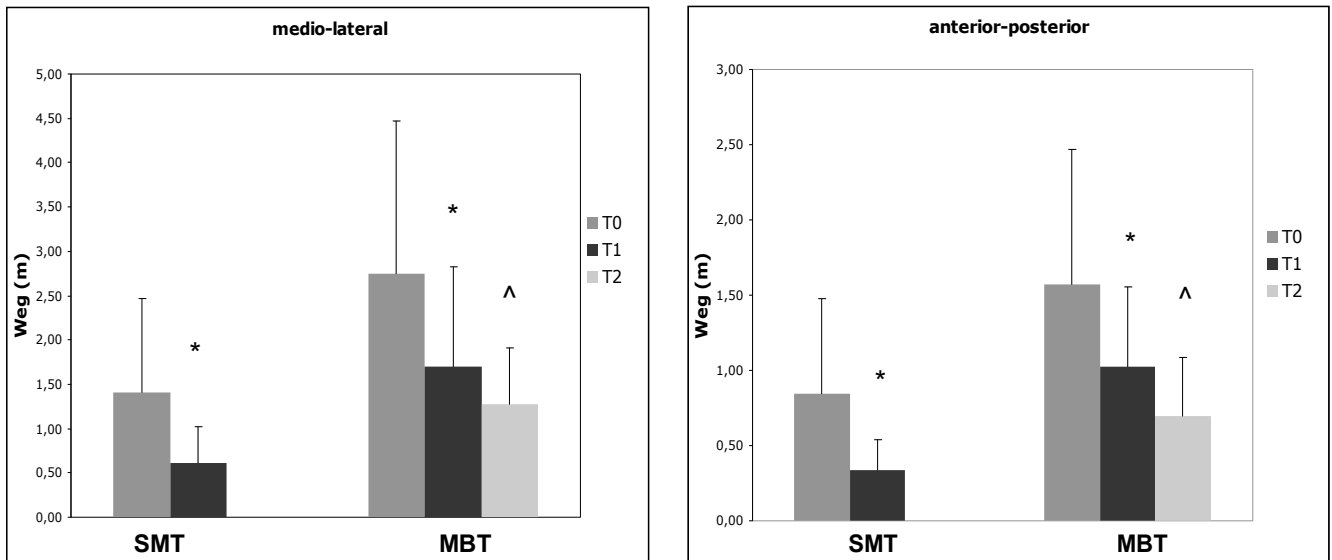


Abbildung 1: Schwankweg bei Ermittlung des Standardwertes nach dem 40-Sekunden-Test auf dem *Posturomed*[®] bei T0 (Eingangsmessung), T1 (nach 4 Wochen SMT oder MBT) und T2 (nach 8 Wochen Training MBT). SMT: sensomotorisches Training; MBT: Masai Barfoot Technology. N = 15 für jede Gruppe. * p<0,05 zwischen T0 und T1; ^ p<0,05 zwischen T0 und T2.

Muskelaktivität	SMT		MBT		
	T0	T1	T0	T1	T2
M. tibialis (mV·s)	3,63 ± 1,92	1,68 ± 1,24*	5,23 ± 1,99	3,76 ± 1,65*	3,39 ± 1,78^
M. peroneus (mV·s)	3,29 ± 1,07	2,67 ± 1,18*	4,47 ± 1,27	4,31 ± 1,69	3,27 ± 1,56#^
M. soleus (mV·s)	2,36 ± 0,57	1,91 ± 0,56*	3,12 ± 1,33	3,14 ± 1,67	2,60 ± 1,31#^

Tabelle 2: Muskelaktivität während der Messung der Standstabilität auf dem *Posturomed*[®]. SMT: sensomotorisches Training; MBT: Masai Barfoot Technology. N = 15 für jede Gruppe. * p<0,05 zwischen T0 und T1; ^ p<0,05 zwischen T0 und T2. # p<0,05 zwischen T1 und T2; ^ p<0,05 zwischen T0 und T2.

SMT-Gruppe nach 4 Wochen (51% anterior-posterior; 45% medio-lateral) (Abb. 2).

Maximalkraft

Bei der Messung der isometrischen Maximalkraft der Beinextensoren konnten für beide Gruppen keine signifikanten Veränderungen ermittelt werden (Tab. 3). Beim maximalen Drehmoment der Plantarflexoren konnte ein signifikanter Anstieg bei der MBT-Gruppe zwischen T0 und T2 festgestellt werden. In Dorsalflexion zeigten beide Gruppen signifikante Zuwächse zwischen T0 und T1, die von der MBT-Gruppe bei T2 stabilisiert werden konnten ($p < 0,05$ zwischen T0 und T2) (Abb. 3).

Explosivkraft

Bei den Veränderungen der Explosivkraft zeigte sich eine signifikante Zunahme bei der Bestimmung der Beinextensoren zwischen T0 und T1 für die SMT-Gruppe. Für die MBT-Gruppe konnten keine Veränderungen gefunden werden (Abb. 4). Beim Explosivdrehmomentwert der Plantarflexoren liessen sich für beide Gruppen keine signifikanten Unterschiede feststellen. Der Drehmomentwert der Explosivkraft der Dorsalflexoren stieg bei der SMT-Gruppe zwischen T0 und T1 signifikant an. Die MBT-Gruppe zeigte ebenfalls einen Anstieg zwischen T0 und T1, der aber nicht signifikant ausfiel (Tab. 4).

Diskussion

Die erwartete Verbesserung der Standstabilität wurde für beide Gruppen erreicht. Auffällig ist die Überlegenheit von SMT nach der Trainingsphase von 4 Wochen (T1) gegenüber MBT. Nach 8 Wochen weist die MBT-Gruppe jedoch eine ähnliche Verbesserung wie die SMT-Gruppe nach 4 Wochen auf. Durch das Tragen des MBT-Schuhs sind kurzfristig keine so deutlichen Anpassungsleistungen bezüglich der Standstabilität wie durch SMT zu erreichen. Es findet jedoch eine kontinuierliche Verbesserung statt, die langfristig die Trainingseffekte von SMT für den isolierten mechanischen Parameter der Standstabilität erreichen kann.

Die gleichzeitig erwartete Reduzierung der neuromuskulären Aktivität nach der Trainingsperiode trifft für beide Gruppen zu. Sowohl die SMT- als auch die MBT-Gruppe zeigt nach der Trainingsphase von 4 (SMT) bzw. 8 (MBT) Wochen eine reduzierte Muskelaktivität beim 40s-Test auf dem Posturomed®. Insgesamt erhöhte sich die aktive Stabilisierungsfähigkeit der sprunggelenks-umgreifenden Muskulatur in beiden Gruppen erheblich. Somit können dem längerfristigen Tragen des MBT-Schuhs ähnliche Effekte bezüglich der Verbesserung der posturalen Kontrolle zugeschrieben werden wie mit SMT. Dies hat eine besondere Bedeutung für die Personengruppen (ältere und untrainierte Personen), für die bereits die Effekte von SMT bezüglich leistungspositiver Anpassungen bei der Ausführung alltagsmotorischer Tätigkeiten aufgebracht wurden (Wolf et al., 1997; Wolfson et al., 1993).

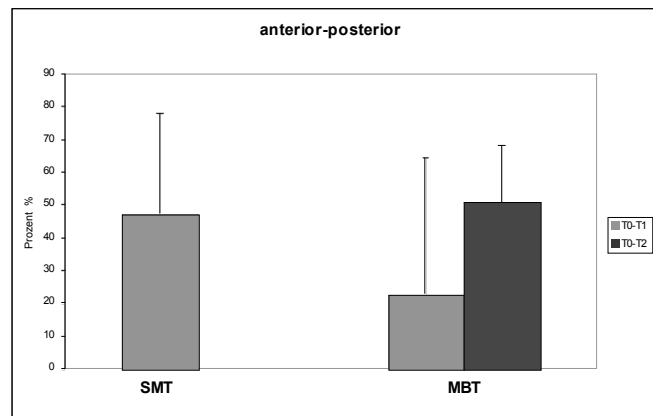
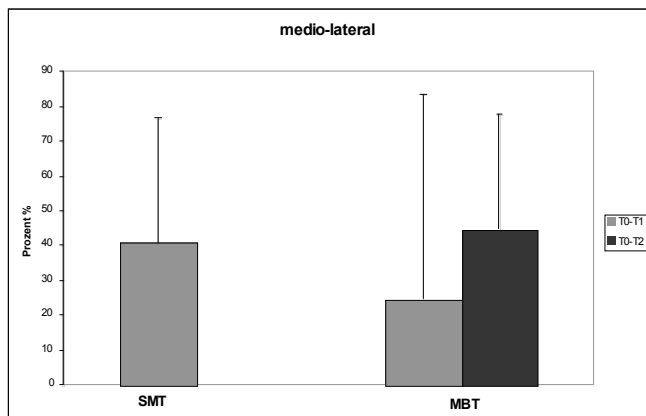


Abbildung 2: Prozentuale Veränderungen des Schwankwegs bei Ermittlung des Standardwertes nach dem 40-Sekunden-Test auf dem Posturomed® bei T0 (Eingangsmessung), T1 (nach 4 Wochen Training SMT oder MBT) und T2 (nach 8 Wochen Training MBT). SMT: sensomotorisches Training; MBT: Masai Barfoot Technology. N = 15 für jede Gruppe. * $p < 0,05$ zwischen T0 und T1; ^ $p < 0,05$ zwischen T0 und T2.

Maximalkraft	SMT		MBT		
	T0	T1	T0	T1	T2
BKM (N)	752 ± 174	758 ± 207	903 ± 223	877 ± 216	861 ± 207
Isomed PF (Nm)	72 ± 29	73 ± 27	80 ± 28	74 ± 30	96 ± 34#^
Isomed DF (Nm)	33 ± 13	42 ± 17*	36 ± 9	45 ± 12*	42 ± 10^

Tabelle 3: Maximalkraft der Beinextensoren am BKM (Beinkraftmessgerät) und maximales Drehmoment der Unterschenkelmuskulatur in Plantarflexion (PF) und Dorsalflexion (DF) am Isomed 2000®. SMT: sensomotorisches Training; MBT: Masai Barfoot Technology. N = 15 für jede Gruppe. * $p < 0,05$ zwischen T0 und T1; ^ $p < 0,05$ zwischen T0 und T2.

Explosivkraft	SMT		MBT		
	T0	T1	T0	T1	T2
BKM (N/ms)	7,0 ± 2,4	7,6 ± 3,0*	8,1 ± 3,0	8,1 ± 2,5	8,2 ± 2,8
Isomed PF (Nm/s)	61 ± 68	86 ± 75	96 ± 68	97 ± 70	69 ± 46
Isomed DF (Nm/s)	48 ± 31	61 ± 35*	61 ± 39	70 ± 38	70 ± 32

Tabelle 4: Explosivkraft der Beinextensoren am BKM (Beinkraftmessgerät) und Drehmomentwert der Explosivkraft der Unterschenkelmuskulatur in Plantarflexion (PF) und Dorsalflexion (DF) am Isomed 2000®. SMT: sensomotorisches Training; MBT: Masai Barfoot Technology. N = 15 für jede Gruppe. * $p < 0,05$ zwischen T0 und T1.

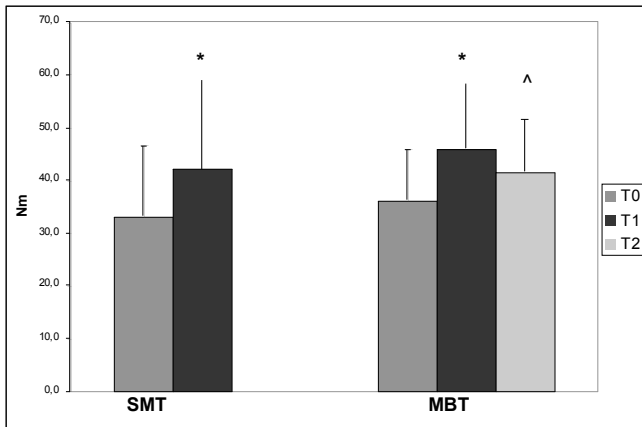


Abbildung 3: Maximalkraft der Unterschenkelmuskulatur in Dorsalflexion am Isomed 2000®. SMT: sensomotorisches Training; MBT: Masai Barfoot Technology. N = 15 für jede Gruppe. * $p < 0,05$ zwischen T0 und T1; ^ $p < 0,05$ zwischen T0 und T2.

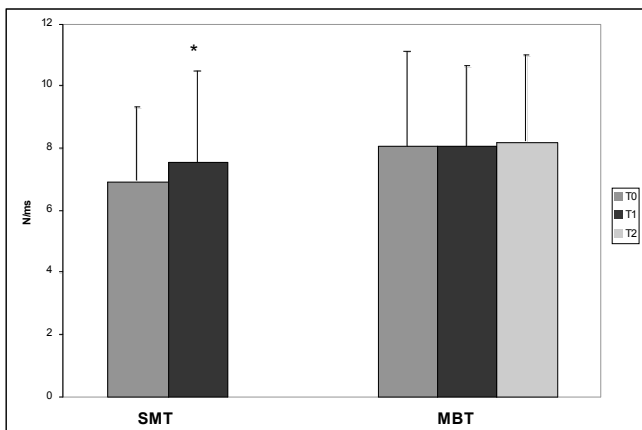


Abbildung 4: Explosivkraft der gesamten Bein-kette am BKM. SMT: sensomotorisches Training; MBT: Masai Barfoot Technology. N = 15 für jede Gruppe. * $p < 0,05$ zwischen T0 und T1.

Bisherige Arbeiten haben gezeigt, dass sensomotorische Trainingseffekte nicht im Bereich der absoluten maximalen Kraft erwartet werden können. Vielmehr scheint ein sehr früher Bereich – innerhalb der ersten 100 ms nach dem Beginn der Kraftentwicklung – sehr sensitiv auf diese Trainingsform zu reagieren (Gollhofer, 2003; Gruber und Gollhofer, 2004). Dabei stellt die Explosivkraft, definiert als die maximale Steigung der Kraftkurve, einen gut beschriebenen Parameter dar. Bei der Bestimmung der Explosivkraft der Beinextensoren als Parameter der frühen und schnellen Kraftentwicklung konnte eine Verbesserung nach der Trainingsphase von 4 Wochen für die SMT-Gruppe festgestellt werden. Dies bestätigt Ergebnisse früherer Untersuchungen (Gruber et al., 2007; Gruber und Gollhofer, 2004). Für die MBT-Gruppe konnte jedoch keine Verbesserung bezüglich der Explosivkraft der Beinextensoren festgestellt werden. Begründet werden kann dieses Ergebnis mit den schnelleren Bewegungsfrequenzen und variablen Bewegungsdimensionen auf den sensomotorischen Trainingsgeräten (verschiedene Schwierigkeitsgrade), die zeitlich schnellere Anpassungsreaktionen als der vorwiegend gleichförmige Bewegungsablauf im MBT-Schuh erfordert. Eine Verbesserung dieses Parameters würde vermutlich nur durch ein spezielles Trainingsprogramm mit dem MBT-Schuh erreicht werden können, das verschiedene «sensomotorische» Schwierigkeitsgrade durch die Übungsauswahl beinhaltet.

Bei der Bestimmung der Maximalkraft konnten weder für SMT noch MBT Zuwächse in der Maximalkraft der gesamten Beinsteckerkette gefunden werden. Allerdings zeigte sich bei der Messung der Plantarflexoren und Dorsalflexoren der Unterschenkelmus-

kulatur ein Anstieg der Maximalkraft für beide Gruppen. Vermutet werden könnte, dass die erhöhte Muskelarbeit der Unterschenkelmuskulatur, die das tägliche Tragen des MBT-Schuhs (Gewicht des Schuhs und instabile Basis) erfordert, diesen Parameter bei sehr untrainierten oder älteren Personen verbessern kann, wie dies bereits für SMT bei diesen Personengruppen nachgewiesen wurde (Bruhn et al., 2006; Heitkamp et al., 2001; Hirsch et al., 2003).

Schlussfolgerungen

Die vorliegende Untersuchung bestätigt die erwartete Verbesserung der Standstabilität sowohl für SMT als auch für MBT. Allerdings zeigt SMT sowohl im Ausmass als auch in der Dynamik bessere Anpassungsraten. Längerfristig kann das Tragen des MBT-Schuhs ähnliche Anpassungsleistungen bezüglich der posturalen Stabilität hervorrufen wie SMT. Gleichzeitig zeigt sich eine Reduzierung der neuromuskulären Aktivität.

Bei der Bestimmung der Explosivkraft als Parameter der frühen Kraftentwicklung kann nach der eigentlichen Trainingsphase von 4 Wochen eine Verbesserung für die SMT-Gruppe festgestellt werden. Für die MBT-Gruppe können keine Verbesserungen bezüglich der Explosivkraft der Beinextensoren festgestellt werden. Begründet werden kann dieses Ergebnis mit den schnelleren Bewegungsfrequenzen und variablen Bewegungsdimensionen auf den sensomotorischen Trainingsgeräten, die schnellere Anpassungsvorgänge als der vorwiegend gleichförmige Bewegungsablauf im MBT-Schuh verlangen.

Im Bereich der Kraftzuwächse kann MBT analog zu SMT keine Verbesserung der Maximalkraft der gesamten Bein-kette erzielen. Bei isolierten Analysen der Unterschenkelmuskulatur finden sich signifikante Verbesserungen beider Gruppen, was auf mögliche positive Auswirkungen von MBT bei untrainierten Menschen hinsichtlich der Verbesserung der Maximalkraft der sprunggelenks-umgreifenden Muskulatur hinweisen könnte, die mit SMT bereits nachgewiesen wurden.

Insgesamt stellt das Tragen des MBT-Schuhs somit ein «low-dose» SMT dar.

Korrespondenzadresse:

Dr. Katrin Korsten, Institut für Sport und Sportwissenschaft, Universität Freiburg, Schwarzwaldstr. 175, D-79117 Freiburg, Tel. 0049-761-203-4521, E-Mail: katrin.korsten@sport.uni-freiburg.de

Literaturverzeichnis

- Bahr R., Lian O., Bahr I.A. (1997): A twofold reduction in the incidence of acute ankle sprains in volleyball after the introduction of an injury prevention program: a prospective cohort study. *Scand. J. Med. Sci. Sports* 7: 172–177.
- Bruhn S., Gruber M., Gollhofer A. (2001): Proprioception training for prevention and rehabilitation of knee joint injuries. *Eur. J. Sports Traumatol. Rel.* 23: 82–89.
- Bruhn S., Kullmann N., Gollhofer A. (2004): The effects of a sensorimotor training and a strength training on postural stabilisation, maximum isometric contraction and jump performance. *Int. J. Sports Med.* 25: 56–60.
- Bruhn S., Kullmann N., Gollhofer A. (2006): Combinatory effects of high-intensity-strength training and sensorimotor training on muscle strength. *Int. J. Sports Med.* 27: 401–406.
- Gauchard G.C., Gangloff P., Jeandel C., Perrin P.P. (2003): Influence of regular proprioceptive and bioenergetic physical activities on balance control in elderly women. *J. Gerontol. A Biol. Sci. Med. Sci.* 58: M846–M850.
- Gauchard G.C., Jeandel C., Tessier A., Perrin P.P. (1999): Beneficial effect of proprioceptive physical activities on balance control in elderly human subjects. *Neurosci. Lett.* 273: 81–84.
- Gollhofer A. (2003): Proprioceptive training: considerations for strength and power production. In: *Strength and power in sport*. Komi, P.V. (Ed.), Oxford: Blackwell. S. 331–342.
- Granacher U., Gollhofer A., Strass D. (2006): Training induced adaptations in characteristics of postural reflexes in elderly men. *Gait Posture* 24: 459–466.

- Gruber M., Gollhofer A. (2004): Impact of sensorimotor training on the rate of force development and neural activation. *Eur. J. Appl. Physiol.* 92: 98–105.
- Gruber M., Gruber S.B., Taube W., Schubert M., Beck S.C., Gollhofer A. (2007): Differential effects of ballistic versus sensorimotor training on rate of force development and neural activation in humans. *J. Strength Cond. Res.* 21: 274–282.
- Heitkamp H.C., Horstmann T., Mayer F., Weller J., Dickhuth H.H. (2001): Gain in strength and muscular balance after balance training. *Int. J. Sports Med.* 22: 285–290.
- Hirsch M.A., Toole T., Maitland C.G., Rider R.A. (2003): The effects of balance training and high-intensity resistance training on persons with idiopathic Parkinson's disease. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 84: 1109–1117.
- Lephart S.M., Riemann B.L., Fu F.H. (2000): Introduction to the sensorimotor system. In: Proprioception and neuromuscular control in joint stability. Lephart S.M., Riemann B.L., Fu F.H. (Eds.), *Human Kinetics*, Champaign, S. 17–24.
- McGuine T.A., Keene J.S. (2006): The effect of a balance training program on the risk of ankle sprains in high school athletes. *Am. J. Sports Med.* 34: 1103–1111.
- Mynark R.G., Koceja D.M. (2002): Down training of the elderly soleus H reflex with the use of a spinally induced balance perturbation. *J. Appl. Physiol.* 93: 127–133.
- Nigg B.M., Emery C., Hiemstra L.A. (2006): Unstable shoe construction and reduction of pain in osteoarthritis patients. *Med. Sci. Sports Exerc.* 38: 1701–1708.
- Olsen O.E., Myklebust G., Engebretsen L., Holme I., Bahr R. (2005): Exercises to prevent lower limb injuries in youth sports: cluster randomised controlled trial. *Br. Med. J.* 330: 449–452.
- 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. (1995): The effects of exercise on falls in elderly patients. A preplanned meta-analysis of the FICSIT Trials. Frailty and injuries: Cooperative studies of intervention techniques. *J. Am. Med. Assoc.* 273: 1341–1347.
- Romkes J., Rudmann C., Brunner R. (2006): Changes in gait and EMG when walking with the Masai Barefoot Technique. *Clin. Biomech.* 21: 75–81.
- 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.
- Williams H.G., McClenaghan B.A., Dickerson J. (1997): Spectral characteristics of postural control in elderly individuals. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 78: 737–744.
- Wolf S.L., Barnhart H.X., Ellison G.L., Coogler C.E. (1997): The effect of Tai Chi Quan and computerized balance training on postural stability in older subjects. Atlanta FICSIT Group. Frailty and injuries: Cooperative studies on intervention techniques. *Phys. Ther.* 77: 371–381.
- Wolfson L., Whipple R., Judge J., Amerman P., Derby C., King M. (1993): Training balance and strength in the elderly to improve function. *J. Am. Geriatr. Soc.* 41: 341–343.