



Bachelorthesis zur Erreichung des FH-Diploms als Bachelor of Science HES-SO in Physiotherapie
HES-SO Valais Wallis Bereich Gesundheit & Soziale Arbeit

MBT[®]-Schuh versus konventioneller Schuh – eine systematische Literaturübersicht

Stand- und Ganganalyse aus biomechanischer Sicht

Erarbeitet von: Oberhummer Deborah, Schwander Muriel, Wüthrich Valérie

Klasse: BA07

Unter Betreuung von: Roger Hilfiker

Leukerbad, 15.07.2010

1. INHALTSVERZEICHNIS

1. INHALTSVERZEICHNIS	2
2. ZUSAMMENFASSUNG – RÉSUMÉE – ABSTRACT	5
3. DANKSAGUNG.....	8
4. EINLEITUNG	9
4.1. BERUFLICHER KONTEXT.....	9
4.2. ENTWICKLUNG DES SCHUHS	10
4.2.1. <i>Konventioneller Schuh</i>	10
4.3. MBT – MASAI BAREFOOT TECHNOLOGY	10
4.3.1. <i>Grundidee</i>	11
4.3.2. <i>Sohlenkonstruktion</i>	11
4.3.3. <i>Gehen mit dem MBT-Schuh</i>	12
4.4. STAND	13
4.4.1. <i>Sensomotorik</i>	13
4.4.1.1. Exterosensorik – Informationsebene (Afferenz)	13
4.4.1.2. Propriozeption – Informationsebene (Afferenz).....	13
4.4.1.3. Zentralnervöse Leistungen – Verarbeitungsebene	13
4.4.1.4. Koordinative Leistungen – Ausführungsebene (Efferenz).....	14
4.4.2. <i>Stabilität</i>	14
4.4.3. <i>Muskelaktivität durch Schwankungen des Körperschwerpunkts</i>	15
4.4.3.1. Antero-posteriore Stabilität	15
4.4.3.2. Medio-laterale Stabilität	16
4.4.4. <i>Druckverteilung unter dem Fuss</i>	16
4.4.5. <i>Hypothesen</i>	17
4.4.5.1. Körperschwerpunkt-Schwankung	17
4.4.5.2. Muskelaktivität	17
4.4.5.3. Druck.....	17
4.5. GANG.....	18
4.5.1. <i>Gangzyklen</i>	19
4.5.2. <i>Kinematik, Kinetik und Muskelaktivität</i>	20
4.5.2.1. Sprunggelenk	21
4.5.2.1.1. Kinematik.....	22
4.5.2.1.2. Kinetik.....	22
4.5.2.1.3. Muskelaktivität	22
4.5.2.2. Kniegelenk	23
4.5.2.2.1. Kinematik.....	24
4.5.2.2.2. Kinetik.....	24
4.5.2.2.3. Muskelaktivität	24
4.5.2.3. Hüftgelenk.....	25
4.5.2.3.1. Kinematik.....	26
4.5.2.3.2. Kinetik.....	26
4.5.2.3.3. Muskelaktivität	27
4.5.3. <i>Druckverteilung unter dem Fuss</i>	27
4.5.4. <i>Hypothesen</i>	29
4.5.4.1. Kinematik.....	29
4.5.4.2. Kinetik.....	29
4.5.4.3. Muskelaktivität	29
4.5.4.4. Druck.....	30

5. METHODE	32
5.1. THEMEN EIN- UND AUSSCHLUSS	32
5.2. SUCHBEGRIFFE	33
5.3. SUCHSTRATEGIE	33
5.4. STUDIENTYPEN	34
5.5. EINSCHLUSS- / AUSSCHLUSSKRITERIEN	34
5.6. ARBEITSVORGEHEN	34
5.7. FLUSSDIAGRAMM	35
5.8. THOMAS-SKALA	37
5.9. DATENEXTRAKTION	37
5.10. VERWENDETE SOFTWARE	38
5.10.1. Review Manager 5	38
5.10.2. Zotero	38
6. RESULTATE	39
6.1. ÜBERSICHT EINGESCHLOSSENE STUDIEN	39
6.2. ÜBERSICHT BEWERTUNG THOMAS-SKALA	40
6.3. STAND	41
6.3.1. Körperschwerpunkt-Schwankung	41
6.3.1.1. Antero-posteriore Schwankung	41
6.3.1.2. Medio-laterale Schwankung	41
6.3.1.3. Trainingseffekt	42
6.3.2. Muskelaktivität	43
6.3.2.1. Trainingseffekt	44
6.3.3. Druck	45
6.3.3.1. Durchschnittsdruck	45
6.3.3.2. Maximaldruck	45
6.4. GANG	46
6.4.1. Kinematik	46
6.4.1.1. Sprunggelenk	46
6.4.1.1.1. Sagittalebene – Dorsalextension / Plantarflexion	47
6.4.1.1.2. Frontalebene – Eversion / Inversion	47
6.4.1.1.3. Transversalebene – Abduktion / Adduktion	48
6.4.1.2. Knie- und Hüftgelenk	48
6.4.2. Kinetik	49
6.4.2.1. Sprunggelenk	49
6.4.2.1.1. Sagittalebene – Dorsalextension / Plantarflexion	49
6.4.2.1.2. Frontalebene – Eversion / Inversion	50
6.4.2.1.3. Transversalebene – Abduktion / Adduktion	50
6.4.2.2. Knie- und Hüftgelenk	51
6.4.3. Muskelaktivität	51
6.4.3.1. Trainingseffekt	52
6.4.4. Druck	53
6.4.4.1. Durchschnittsdruck	53
6.4.4.2. Maximaldruck	53

7.	DISKUSSION.....	54
7.1.	STAND	55
7.2.	GANG.....	56
7.3.	TRAININGSEFFEKT.....	60
7.4.	LIMITATIONEN	61
8.	SCHLUSSFOLGERUNG	63
9.	REFERENZEN	66
10.	ANHANG.....	71

2. ZUSAMMENFASSUNG – RÉSUMÉE – ABSTRACT

MBT®-Schuh versus konventioneller Schuh – eine systematische Literaturübersicht

Stand- und Ganganalyse aus biomechanischer Sicht

Oberhummer D., Schwander M., Wüthrich V.

ZIEL Verschiedene biomechanische Parameter von Stand und Gang mit MBT-Schuhen gegenüber Kontroll-Schuhen zu analysieren. Diese beinhalten für den Stand Körperschwerpunkt-Schwankungen, Druckverteilung unter dem Fuss und Muskelaktivität der unteren Extremitäten. Für den Gang haben wir Druckverteilung unter dem Fuss, Muskelaktivität, Kinematik und Kinetik der unteren Extremitäten als Parameter gewählt.

METHODE Die Suchstrategie wurde auf den Datenbanken Pubmed, Cinahl und Cochrane Central durchgeführt. Zusätzlich erhielten wir Studien von der Firma *Swiss Masai AG*®. Die Studien wurden unabhängig von den drei Autorinnen gelesen und bewertet. Es wurden sieben Studien eingeschlossen.

RESULTATE STAND Die Körperschwerpunkt-Schwankungen sind mit dem MBT-Schuh signifikant grösser. Die Muskelaktivität ist mit dem MBT-Schuh in den M. tibialis anterior, M. gastrocnemius medialis und M. vastus medialis signifikant grösser. Der M. gastrocnemius medialis zeigte als einziger Muskel eine signifikante Zunahme der Muskelaktivität nach zweiwöchigem Tragen des MBT-Schuhs. Der Maximaldruck ist mit dem MBT-Schuh unter den Zehen signifikant grösser.

RESULTATE GANG Kinematisch zeigt sich mit dem MBT-Schuh in der ersten Standbeinphasenhälfte eine signifikant grössere Dorsalextension im Sprunggelenk. Kinetisch zeigt sich für den MBT-Schuh in der ersten Standbeinphasenhälfte ein signifikant grösseres Eversions- und Plantarflexions-Drehmoment im Sprunggelenk. Die Muskelaktivität beim Initial contact ist mit dem MBT-Schuh signifikant kleiner im M. tibialis anterior. Nach zweiwöchigem Tragen des MBT-Schuhs zeigt sich für die M. tibialis anterior und M. gastrocnemius medialis eine signifikante Zunahme und für den M. vastus medialis eine signifikante Abnahme der Muskelaktivität.

SCHLUSSFOLGERUNG Wir empfehlen den MBT-Schuh als sensomotorisches Trainingsgerät. Ansonsten ist eine allgemeingültige klinische Aussage schwierig.

Chaussure MBT[®] versus chaussure conventionnelle – une revue systématique

Une analyse biomécanique de la position debout et de la marche

Oberhummer D., Schwander M., Wüthrich V.

OBJECTIF D'analyser différents paramètres biomécaniques de la position debout et de la marche avec des chaussures MBT. Cela comprend pour la position debout la déviation du centre de gravité, la distribution de la pression plantaire et l'activité musculaire des membres inférieurs. Pour la marche les paramètres sont la distribution de la pression plantaire, l'activité musculaire, la cinématique et la cinétique des membres inférieurs.

MÉTHODE La stratégie de recherche était effectuée sur les bases de données Pubmed, Cinahl et Cochrane Central. De plus l'entreprise *Swiss Masai SA[®]* nous a envoyé des études. La lecture et l'évaluation sont fait indépendantes par les trois autrices. Sept études ont été inclus.

RÉSULTATS DE LA POSITION DÉBOUT Les déviations du centre de gravité sont significativement plus grand avec la chaussure MBT. L'activité musculaire avec la chaussure MBT augmente significativement dans le M. tibialis anterior, le M. gastrocnemius medialis et dans le M. vastus medialis. Le M. gastrocnemius medialis démontre une augmentation significative de l'activité musculaire après un entraînement avec les chaussures MBT de deux semaines. La pression plantaire maximale augmente significativement avec la chaussure MBT sous les orteils.

RÉSULTATS DE LA MARCHÉ Cinématiquement la chaussure MBT démontre dans la première demi-phase d'appui une augmentation significative de l'extension dorsale à la cheville. Cinétiquement le couple d'éversion et de la flexion plantaire sont significativement augmentés à la cheville avec la chaussure MBT. L'activité musculaire dans le contact initial est significativement plus petite dans le M. tibialis anterior avec la chaussure MBT. Après deux semaines d'entraînement avec la chaussure MBT le M. tibialis anterior et le M. gastrocnemius medialis démontrent une augmentation significative de l'activité musculaire. Le M. vastus medialis démontre une diminution significative de l'activité musculaire avec la chaussure MBT.

CONCLUSION Nous conseillons la chaussure MBT comme outil d'entraînement sensorimoteur. A part cela un message clinique général reste difficile.

MBT[®]-shoes versus conventional shoes – a systematic review

A biomechanical analyse of standing and walking

Oberhummer D., Schwander M., Wüthrich V.

OBJECTIVE To analyse different biomechanical parameters for standing and walking with MBT-shoes. This includes the centre of pressure excursion, the distribution of the plantar pressure and the muscular activity of the lower extremities for standing. For walking the parameters are the distribution of the plantar pressure, the muscular activity, the kinematics and the kinetics of the lower extremities.

METHOD The strategy of research was carried out on the databases Pubmed, Cinahl and Cochrane Central. Moreover the company *Swiss Masai[®]* sent studies to us. The reading and the evaluation were made independently by the three authors. Seven studies were included.

RESULTS FOR STANDING The centre of pressure excursions are significantly larger with MBT-shoes. The muscular activity with MBT-shoes increases significantly in the M. tibialis anterior, the M. gastrocnemius medialis and in the M. vastus medialis. The M. gastrocnemius medialis shows a significant increase of muscular activity after wearing MBT-shoes for two weeks. The peak pressure increases significantly with MBT-shoes under the toes.

RESULTS FOR WALKING Kinematically MBT-shoe shows in the first half-phase of support a significant increase of the dorsal extension at the ankle. Kinetically the angular impulses for the eversion and the plantar flexion are significantly increased at the ankle with the MBT-shoe. The muscular activity in the initial contact is significantly smaller in M. tibialis anterior with MBT-shoes. After two weeks wearing MBT-shoes the M. tibialis anterior and M. gastrocnemius medialis show a significant increase of muscular activity. M. vastus medialis shows a significant reduction of muscular activity with MBT-shoes.

CONCLUSION We advise the MBT-shoe as a sensorimotor training. Otherwise a general clinical message remains difficult.

3. DANKSAGUNG

An dieser Stelle möchten wir uns bei allen bedanken, die uns beim Verfassen unserer Bachelorarbeit unterstützt haben.

Ein besonderer Dank an Roger Hilfiker, welcher uns als Tutor tatkräftig und mit viel Geduld zur Seite stand.

Ein grosser Dank geht auch an die Korrekturleser Felix Bessire, Monika Schwander und Barbara Steinemann.

Weiter möchten wir den *Swiss Masai AG* Mitarbeitern Markus Hien und Matthias Schneider danken, welche uns viele MBT-Studien zur Verfügung stellten und uns mit reichlichen Informationen zu Seite gestanden sind.

Des Weiteren bedanken wir uns bei Benno Nigg, Franz Amann und der Rennbahnklinik Basel, die unsere Fragen zu ihren Studien beantwortet haben.

Als letztes möchten wir unseren Eltern danken, welche uns das Studium überhaupt ermöglicht haben.

Hinweis

In unserer Arbeit wurde überwiegend die männliche Schreibform verwendet. Wir gehen selbstverständlich von einer Gleichstellung von Mann und Frau aus und haben ausschließlich zur besseren und schnelleren Lesbarkeit die männliche Form verwendet. In allen Fällen gilt jeweils die weibliche und männliche Form.

In den Quellenangaben befinden sich folgende Abkürzungen:

o. J. *ohne Jahr*

u. a. *und andere*

4. EINLEITUNG

Lange Zeit ging der Mensch auf Naturboden (Stein-, Sand-, Waldboden). Die Zivilisierung, mit der Bildung von grossen Städten, Dörfern und die geteerten Strassen ermöglichen uns heute nur noch selten das Barfussgehen auf natürlichen Böden. Zudem hat das Aufleben der Städte zu einer Abnahme der Gehstrecken geführt. Früher ging man bis zu 20 Kilometer (km) pro Tag auf Naturboden und im Vergleich dazu heute noch knapp 800 Meter (m) auf geteerten Strassen. Darauf reagiert der Körper mit einer verminderten Aktivität der stabilisierenden, auf unebenen und weichen Naturboden aktiven, Muskeln (Amann, 2008).

Das Konzept des MBT-Schuhs (Masai Barefoot Technology – Schuh) soll nun den Menschen diese natürliche Muskelaktivität zurückgeben, beziehungsweise anhand dieser Grundidee wurde der MBT-Schuh erfunden (*Siehe Kapitel 4.3.1. Grundidee*). Im Rahmen der Bachelorarbeit an der Fachhochschule Wallis, Studiengang Physiotherapie, haben wir uns entschieden unsere Arbeit über MBT zu schreiben.

4.1. BERUFLICHER KONTEXT

Der aktuelle Trend zu instabilen Schuhen mit abgerundeten Sohlen, die ein aktives Stehen und Gehen möglich machen, macht auch vor der physiotherapeutischen Behandlung nicht Halt. Immer mehr Patienten möchten Informationen über diese Art von Schuhen erhalten.

Als Physiotherapeutinnen finden wir es wichtig, dass unsere Patienten sachlich und wissenschaftlich belegt, über instabile Schuhe und deren Wirkungen informiert werden. Zudem könnte man die instabilen Schuhe tendenziell als Trainingsgerät für Muskelstabilität und Muskelaktivität im Gang und für das Gleichgewicht in die physiotherapeutische Behandlung integrieren.

Zu den bekanntesten Marken instabiler Schuhe gehört der MBT-Schuh.

4.2. ENTWICKLUNG DES SCHUHS

Im Laufe der Jahrtausende bildeten sich je nach klimatischen und geografischen Verhältnisse verschiedene Schuhgrundtypen heraus (Wolansky, 2008). Die verschiedenen Schuhformen sind auf die Bedürfnisse und Lebensgewohnheiten der Menschen bestimmter Gesellschaftsklassen zurückzuführen.

Primär bot der Schuh Schutz vor Hitze, Kälte, Verletzungen und anderen Umwelteinflüssen.

Anfangs wurden als Material für die Schuhe Palmenblätter, Stroh, Schilf, Papyrus, Textilien, Rinden (Kork), Holz, Rohhäute und Felle sowie später, nach Erfindung der Gerbung, Leder eingesetzt (Wolansky, 2008).

4.2.1. Konventioneller Schuh

Als konventioneller Schuh definieren wir für unsere systematische Literaturübersicht einen geschlossenen und knöchelfreien Schuh mit einer durchgehend flachen Sohle. Dabei nehmen wir als Basis die Schuh-Einschlusskriterien in den eingeschlossenen Studien, in denen die Probanden als Kontroll-Schuh ihren üblichen Trainings- oder Alltagsschuh einsetzen konnten.

4.3. MBT – MASAI BAREFOOT TECHNOLOGY

Der MBT-Schuh-Hersteller *Swiss Masai AG*[®] hat die Schuhtechnik mit abgerundeter Sohle optimiert und als erstes Unternehmen erfolgreich der breiten Öffentlichkeit zugänglich gemacht. Die bis dahin bereits existierenden Rocker Bottom-Schuhe zielten eher auf Probleme im Zehen und Fussbereich ab, wie zum Beispiel Entlastung von diabetischen Ulzera oder nach fusschirurgischen Eingriffen.

Der MBT-Schuh hat das Ziel die modernen Zivilisations-Krankheiten wie Rückenschmerzen, Hüftproblematiken, und andere präventiv und kurativ zu behandeln (Swiss Masai AG, 2008).

4.3.1. Grundidee

Der Masai Barefoot Technology - Schuh, kurz MBT-Schuh, ist eine Erfindung des schweizerischen ETH-Ingenieurs Karl Müller.

Anfang der 1990er Jahre entdeckte er für sich die wohltuende Wirkung des Barfussgehens auf natürlichem Boden. Durch den weichen Boden verminderten sich bei Karl Müller die Schmerzen im Rücken, im Knie und in der Achillessehne. Karl Müller begann nach dieser Erkenntnis mit der Entwicklung einer einzigartigen Sohlentechnologie, die dem Körper das natürliche Gehen ermöglichen soll. Bei seiner Forschungs- und Entwicklungsarbeit liess er sich vom Stamm der Masai inspirieren. Die Masai Barefoot Technology kam 1996 auf den Markt (Swiss Masai AG, o. J.).

4.3.2. Sohlenkonstruktion

Die Sohle des MBT-Schuhs besteht aus drei Kernbestandteilen (Swiss Masai AG, 2008).

Das Herzstück jedes MBT-Schuhs ist der Masai Sensor, welcher aus weichem Polyurethan (PU) besteht. Der Masai Sensor befindet sich auf Fersenhöhe. Beim Fersenkontakt entsteht durch den Sensor das Gefühl barfuss auf Moos oder Sand zu gehen (Swiss Masai AG, 2008). Durch diesen Sensor entsteht eine dreidimensionale Instabilität, welche zu einer erhöhten Muskelaktivität führen soll (Hien, 2009).



Abbildung 1: Masai Sensor des MBT-Schuhs.

(Swiss Masai AG, 2008)



Abbildung 2: Zwischensohle des MBT-Schuhs mit dem Balancierbereich.

(Swiss Masai AG, 2008)

Die Zwischensohle besteht aus Polyurethan und enthält als wichtigsten Bestandteil einen Balancierbereich, welcher sich auf der Höhe des Mittelfusses befindet. Die Zwischensohle aktiviert beim Gehen die Stütz- und Haltemuskulatur des gesamten Körpers. Der Balancierbereich zusammen mit dem Masai Sensor verlangt bei jedem Schritt eine aktive und kontrollierte Abrollbewegung (Swiss Masai AG, 2008).

Der Shank besteht aus thermoplastischem Polyurethan-Elastomer (TPU) und Glasfasern und ist in der Zwischensohle integriert.

Dieser Shank sorgt für die nötige Steifigkeit des Schuhs und für eine optimale Druckverteilung. Er soll beim Gehen die physiologische Abrollbewegung unterstützen (Swiss Masai AG, 2008).



Abbildung 3: Shank des MBT-Schuhs, welcher in der Zwischensohle integriert ist (Swiss Masai AG, 2008).

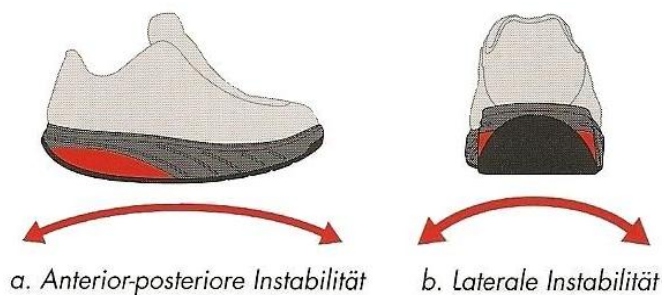


Abbildung 4: Antero-posteriore und medio-laterale Instabilität des MBT-Schuhs. (Swiss Masai AG, 2008).

Der MBT-Schuh provoziert durch diese Sohlenkonstruktion zwei Arten von Instabilität. Einerseits die antero-posteriore und andererseits die medio-laterale Instabilität, wobei die antero-posteriore Instabilität ausgeprägter ist (Swiss Masai AG, 2008).

Veröffentlichung der Bilder vom Kapitel 4.3.2. Sohlenkonstruktion mit freundlicher Genehmigung von Swiss Masai AG.

4.3.3. Gehen mit dem MBT-Schuh

Beim Gehen mit dem MBT-Schuh gibt es laut Hersteller einige Tipps, die es zu beachten gibt, um die positiven Effekte des MBT-Schuhs zu optimieren. Der Fuss soll mit dem MBT-Schuh unter dem Körper aufsetzen und nicht davor. Dadurch wird die Schrittlänge kürzer und der Gang aufrechter. Durch die medio-laterale Instabilität tendieren die Knöchel dazu nach innen zu knicken. Dies kann vermieden werden, indem der Druck auf die Aussenseite der Sohle erhöht wird. Dadurch wird die Muskulatur aktiviert und der Fuss in der Mittelstellung gehalten. Die *Swiss Masai AG* beschreibt ausserdem: „Das korrekte MBT-Gehen ist eine ganz natürliche, harmonische Fortbewegung, die über den Fuss gesteuert wird. Bei dieser speziellen Rollbewegung sollte sich der Kopf nicht auf und ab bewegen, sondern immer auf gleicher Höhe bleiben [...]“ (Swiss Masai AG, o. J.).

4.4. STAND

4.4.1. Sensomotorik

Das sensomotorische System setzt sich aus mehreren Teilsystemen zusammen, die den drei Ebenen Information, Verarbeitung und Ausführung zugeordnet werden können (Gisler-Hofmann, 2008).

4.4.1.1. Exterosensorik – Informationsebene (Afferenz)

Die exterozeptive Sensibilität umfasst die gesamten neuralen Strukturen für die Aufnahme und Weiterleitung von Informationen aus der Umwelt zum Zentralnervensystem.

Zu den exterozeptiven Quellen gehören die visuelle Sensorik (Bewegung, Entfernung, Lagebeziehungen von Objekten), der Vestibulärapparat (Gleichgewichts- und Bewegungssinn), die akustische Sensorik (Lage und Richtung der Schallquellen), die Tast- und Drucksensoren, die Geruchs- und Geschmackssensoren und die Thermorezeptoren (Gisler-Hofmann, 2008).

4.4.1.2. Propriozeption – Informationsebene (Afferenz)

Als Propriozeption wird die Tiefensensibilität oder kinästhetische Sensibilität bezeichnet. Für diese gibt es verschiedene Rezeptoren, welche in Gelenkrezeptoren und Muskel- und Sehnenrezeptoren eingeteilt und unterteilt werden können.

Zu den Gelenkrezeptoren gehören die Mechanorezeptoren (Typ I – II – III) und die Nozizeptoren. Unter den Muskel- und Sehnenrezeptoren werden die Muskelspindeln, die Golgi-Sehnenkörperchen, das Gamma-System, die Mechanorezeptoren Typ III und die Nozizeptoren zusammengefasst (Gisler-Hofmann, 2008).

4.4.1.3. Zentralnervöse Leistungen – Verarbeitungsebene

In der Verarbeitungsebene werden die Signale aus den sensorischen Systemen selektiv gefiltert, segmentiv verarbeitet und moduliert, um anschliessend als efferente Antworten in der Peripherie wirksam zu werden.

Dabei wird zwischen der kortikalen willkürlichen Verarbeitung, Modulierung und Modifikation und der supraspinalen sowie spinalen Verarbeitung, Modulierung und Regulation von Automatismen und Reflexen unterschieden (Gisler-Hofmann, 2008).

4.4.1.4. Koordinative Leistungen – Ausführungsebene (Efferenz)

Die koordinative Leistung ist das Mass für das Zusammenspiel der Muskeln, welche in zwei Funktionskomplexe eingeteilt werden. Zum Einen in die Haltungs- und Stützmotorik (Kinästhesie) und zum Anderen in die Zielmotorik, die Bewegungen (Kinesie) (Gisler-Hofmann, 2008).

4.4.2. Stabilität

Der Punkt im Zentrum der totalen Körpermasse wird als Körperschwerkrafts-Zentrum (COM) bezeichnet. Wird das Körperschwerkrafts-Zentrum vertikal auf den Untergrund projiziert, nennt man diesen Punkt Körperschwerpunkt (COP) (Shumway-Cook & Woollacott, 2006).

Der Körper ist solange stabil, wie sich der Körperschwerpunkt (COP) in der Unterstützungsfläche (USF) befindet (Shumway-Cook & Woollacott, 2006). Der Körperschwerpunkt befindet sich also in der kleinsten Fläche, die die Kontaktstellen der Körperabschnitte mit der Unterlage einrahmen (Klein-Vogelbach, 2000).

Um diese Stabilität aufrecht zu erhalten besitzt unser Körper spontane Ausgleichmechanismen. Diese können je nach Situation variieren (Shumway-Cook & Woollacott, 2006):

Um bei Gleichgewichtsstörungen nicht zu stürzen, reagiert unser Körper mit verschiedenen Strategien. Diese Strategien hängen von der Körperschwerpunkt-Schwankung innerhalb der Unterstützungsfläche ab. Ist die Körperschwerpunkt-Schwankung innerhalb der Unterstützungsfläche klein, reagiert der Körper mit einer Sprunggelenks-Strategie.

Das heisst, die sprunggelenksnahen Muskeln werden bei kleinen Schwankungen aktiviert. Diese Aktivität reicht aus, um den Körper zu stabilisieren.

Erreicht die Körperschwerpunkt-Schwankung jedoch die Grenze der Unterstützungsfläche, führt der Körper automatisch eine Hüftgelenks-Strategie aus. Das heisst, die Aktivierung der sprunggelenksnahen Muskulatur reicht nicht mehr aus, um den Körper zu stabilisieren. Die Sprung- und Hüftgelenksmuskulatur wird aktiviert, um den Körperschwerpunkt wieder dem Zentrum der Unterstützungsfläche anzunähern (*Siehe Kapitel 4.4.3. Muskelaktivität durch Schwankungen des Körperschwerpunkts*). Verlässt der Körperschwerpunkt die Unterstützungsfläche kommt es gar zu einem Ausfallschritt.

Wir nehmen an, dass durch die dreidimensionale Instabilität der MBT-Sohlenkonstruktion, vor allem die Sprunggelenks-Strategie eingesetzt wird.

4.4.3. Muskelaktivität durch Schwankungen des Körperschwerpunkts

Nach Jull und Kollegen liegen primär stabilisierende Muskeln in der Tiefe und sind kurze Muskeln oder kurze Anteile von langen Muskeln, welche monoartikulär sind (Jull, Richardson, & Hodges, 1996). Anatomisch haben diese eine enge Beziehung zu den passiven Gelenkstrukturen. Um die Gelenkstellung kontrollieren zu können werden die kurzen Muskeln bei Bewegungspattern sehr früh aktiviert (Schöttker-Königer, 2007).

Bei instabilen Medien erhöht sich das Aktivitätsniveau der Muskeln gegenüber dem normalen Einbeinstand auf festem Grund, das Aktivierungsausmass unterscheidet sich jedoch nur bedingt. Das höchste Aktivitätsniveau zeigte der Musculus (M.) tibialis anterior (Wolburg, 2007).

4.4.3.1. Antero-posteriore Stabilität

Bei einem Gleichgewichts-Verlust nach anterior reagieren als erstes die Musculi (Mm.) gastrocnemii. Durch diese Kontraktion verstärkt sich die Plantarflexion im Sprunggelenk. Diese Plantarflexion versucht zu verhindern, dass der Körperschwerpunkt die Unterstützungsfläche verlässt. Nach ungefähr 20 bis 30 Millisekunden (ms) reagiert die ischiokrurale Muskulatur (M. biceps femoris, M. semitendinosus, M. semimembranosus). Am Schluss kontrahiert sich die paraspinale Muskulatur, um einen eventuell grösseren Gleichgewichts-Verlust zu verhindern.

Verschiebt sich der Körperschwerpunkt nach posterior, reagieren zuerst die distalen Muskeln der anterioren Kette, vor allem der M. tibialis anterior. Bei einem grösseren Gleichgewichts-Verlust kontrahieren sich der M. quadriceps femoris und die abdominale Muskulatur, um das Gleichgewicht wieder herzustellen (Shumway-Cook & Woollacott, 2006).

4.4.3.2. *Medio-laterale Stabilität*

Mehrere Autoren beschreiben, dass bei der medio-lateralen Instabilität der Körper vor allem mit der Hüfte und dem Rumpf reagiert (Day, Steiger, Thompson, & Marsden, 1993; Kapteyn, 1973; Rozendal, 1986; D. A. Winter, Prince, Frank, Powell, & Zabjek, 1996). Die Sprunggelenks-Strategie wird bei der medio-lateralen Stabilität kaum gebraucht. Dadurch, dass die Hüfte und der Rumpf auf diese Instabilität reagieren, werden die Hüftgelenks-Abduktoren (M. gluteus medius, M. tensor fascia lata, M. gluteus maximus, M. gluteus minimus, M. piriformis, M. obturatorius internus (Platzer, 2005)) und –Adduktoren (M. adductor magnus, M. adductor minimus, M. adductor longus, M. adductor brevis, M. gluteus maximus, M. gracilis, M. pectineus, M. quadratus femoris, M. obturatorius externus, M. semitendinosus (Platzer, 2005)) vermehrt aktiviert (Horak & Moore, 1989; Maki, McIlroy, & S. Perry, 1994; D. A. Winter u. a., 1996; D.A. Winter, Prince, Steriou, & Powell, 1993).

4.4.4. *Druckverteilung unter dem Fuss*

Die durch den MBT-Schuh produzierten Instabilitäten übertragen sich direkt auf den Druck unter dem Fuss.

Das sensorische Feedback des Fusses stellt eine wichtige Tatsache dar, wie sich der Körper sich ändernden Bedingungen unter dem Fuss anpassen kann (Zehr, Komiyama, & Stein, 1997).

Im Stand ohne Schuhe wird die Körperlast vom Unterschenkel über das obere Sprunggelenk auf den Rückfuss übertragen. Anschliessend wird das Gewicht über den Talus auf drei Eckpunkte des Fusses verteilt (Kapandji, 2006):

- Der **vordere, mediale Auflagepunkt** befindet sich am ersten Metatarso-Phalangeal-Gelenk
- Der **vordere laterale Stützpunkt**, befindet sich am fünften Metatarso-Phalangeal-Gelenk
- Der **hintere Stützpunkt**, wird vor allem über das Corpus tali, die Articulatio subtalaris und das Corpus calcanei belastet

Nach Kapandji liegt die Hauptbelastung im Stand auf dem hinteren Stützpunkt (Kapandji, 2006). Rozema und Kollegen konnten sogar beweisen, dass der Maximaldruck unter der Ferse doppelt so gross ist wie im Vorfuss (Rozema, Ulbrecht, Pammer, & Cavanagh, 1996).

4.4.5. Hypothesen

4.4.5.1. Körperschwerpunkt-Schwankung

Durch die MBT-Sohlenkonstruktion, welche die antero-posteriore und medio-laterale Instabilität fördert, erwarten wir, dass die Körperschwerpunkt-Schwankung innerhalb der Unterstützungsfläche grösser ist als mit dem Kontroll-Schuh.

4.4.5.2. Muskelaktivität

Um dieser Instabilität und damit der erhöhten Körperschwerpunkt-Schwankung entgegenzuwirken wäre daher die gesamte stabilisierende Muskulatur der unteren Extremität aktiver. Wir erwarten vor allem bei der sprunggelenksnahen Muskulatur signifikante Veränderungen.

4.4.5.3. Druck

Weiter erwarten wir, dass durch die dreidimensionale Instabilität die Gewichtsverteilung auf den drei Stützpunkten ständig variiert.

4.5. GANG

Der Gang ist ein ausserordentlich komplexer Vorgang bei dem der ganze Körper miteinbezogen wird. Dazu benötigt der Körper eine gute Koordination von verschiedenen Muskeln und Gelenken. Der Bewegungsvorgang beinhaltet die Fähigkeit die Bewegung zu initiieren, auszuführen und abzuschliessen, den Gang anzupassen, Hindernisse zu überwinden und die Ganggeschwindigkeit und die Gehrichtung wenn nötig zu ändern (Shumway-Cook & Woollacott, 2006).

Der aufrechte Gang wird nicht nur von biomechanischen Aspekten beeinflusst, sondern auch von verschiedenen Faktoren wie Alter, Geschlecht, Körpergrösse und -bau, Gewicht, Bodenbeschaffenheit und Umgebung, Schuhwerk, Lebensumstände, psychische Verfassung und Stimmung, Aufgabe und Ziel des Gehens und Multitasking während des Gehens (Götz-Neumann, 2006).

Hinzu kommt, dass jede Person eine individuelle Ganggeschwindigkeit besitzt, welche von der optimalen funktionellen Balance der körperlichen Gegebenheiten der jeweiligen Person bestimmt wird. Bei gesunden, jungen Menschen liegt die individuelle Ganggeschwindigkeit sehr nahe bei der optimalen Ganggeschwindigkeit, welche als die Geschwindigkeit mit den geringsten Energiekosten bezeichnet wird (Martin, Rothstein, & Larish, 1992). Das heisst, maximale Leistung bei minimalem Kraftaufwand und minimalen Materialverschleiss (J. Perry, 2003).

Die durchschnittliche Ganggeschwindigkeit auf fester ebener Oberfläche beträgt nach Perry bei Erwachsenen zirka 82 bis 84 Meter pro Minute (J. Perry, 2003).

Für die Kadenz werden in der Literatur zirka 120 Schritte pro Minute angegeben. Diese ist ebenfalls abhängig von Alter, Geschlecht, Beinlänge und emotionalem Zustand und liegt zwischen 100 und 130 Schritten pro Minute (Götz-Neumann, 2006).

4.5.1. Gangzyklen

Die in der Arbeit verwendeten Begriffe zum Gang basieren auf der Nomenklatur des Rancho Los Amigos Medical Centers, Kalifornien (J. Perry, 2003).

Ein Gangzyklus beginnt mit dem Fersenkontakt (Initial contact) des Referenzbeines und endet kurz vor dem nächsten Initial contact desselben Beines mit dem Terminal swing. Jeder Gangzyklus wird in eine Stand- und eine Schwungbeinphase unterteilt (Götz-Neumann, 2006).

Die Standbeinphase beginnt mit dem Initial contact und endet mit dem Pre-swing. Während dieser Phase hat der Fuss des Referenzbeines Bodenkontakt. (Götz-Neumann, 2006).

Die Schwungbeinphase beginnt mit dem Initial swing, also mit dem Abheben der Zehen und endet mit dem Terminal swing. Während dieser Phase befindet sich der Fuss des Referenzbeines in der Luft.

Grob kann der Gangzyklus in 60% Standbeinphase und 40% Schwungbeinphase unterteilt werden (J. Perry, 2003). Die genaue Dauer der Phasen ist innerhalb eines Gangzyklus von der Ganggeschwindigkeit abhängig. Die Dauer der beiden Gangphasen ist zur Ganggeschwindigkeit umgekehrt proportional. Das heisst, dass sich die Stand- und Schwungbeinphase mit zunehmender Geschwindigkeit verkürzen (J. Perry, 2003).

Stand- und Schwungbeinphase können in weitere Teilphasen unterteilt werden. So können fünf Stand- und drei Schwungbeinphasen unterschieden werden, welche drei funktionelle Aufgaben erfüllen (*Siehe Tabelle 1*) (Götz-Neumann, 2006).

Gewichtsübernahme	Initial contact (IC)
	Loading response (LR)
Einbeinstand	Mid stance (MSt)
	Terminal stance (TSt)
	Pre-swing (PSw)
Vorwärtsbewegung des Schwungbeins	Initial swing (ISw)
	Mid swing (MSw)
	Terminal swing (TSw)

Tabelle 1: Funktionelle Aufgaben des Gangs nach Götz-Neumann mit den entsprechenden Gangphasen (Nomenklatur nach dem Rancho Los Amigos Medical Centers, Kalifornien) (Götz-Neumann, 2006).

4.5.2. Kinematik, Kinetik und Muskelaktivität

Im Folgenden werden die Begriffe Kinematik, Kinetik und Muskelaktivität kurz definiert:

„Die **Kinematik** definiert den Umfang und den zeitlichen Ablauf jeglicher Gelenkbewegung.“ (J. Perry, 2003). Das Sprunggelenk beispielsweise befindet sich im Initial contact in der Neutral-Null-Stellung.

„Die **Kinetik** beschäftigt sich mit den auf den Körper wirkenden Kräften und deren Auswirkungen.“ (J. Perry, 2003). Das Plantarflexions-Drehmoment im Sprunggelenk beim Initial contact zum Beispiel, wird durch den Bodenkontaktpunkt und durch den hinter dem Sprunggelenk liegenden Körpervektor bestimmt.

„Die dynamische **Elektromyographie (EMG)** zeichnet den Zeitraum und die relative Intensität der muskulären Aktivität auf.“ (J. Perry, 2003).

4.5.2.1. Sprunggelenk

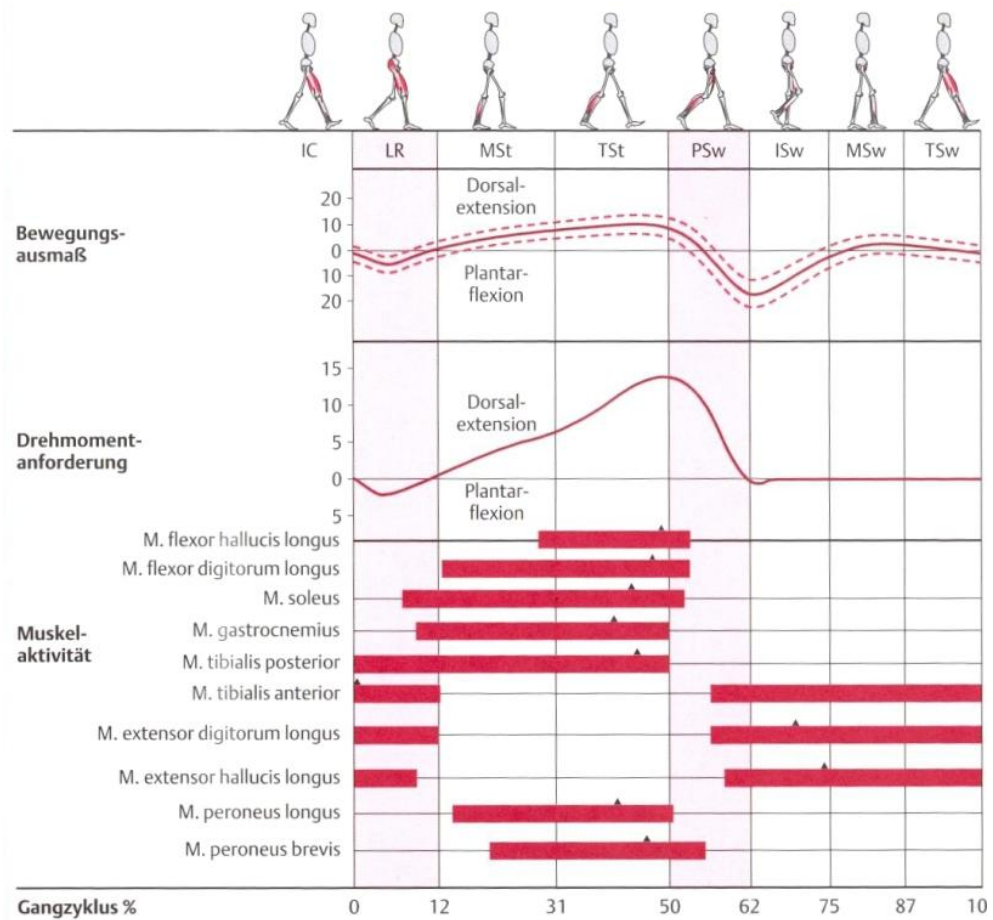


Abbildung 5: Normale Gelenkbewegungen, Drehmomentanforderungen und Muskelaktivitäten am Sprunggelenk. Die gestrichelte Linie zeigt die normale Standardabweichung des Bewegungsausmaßes an. Der Zeitpunkt der Spitzenaktivität des jeweiligen Muskels wird durch ein kleines Dreieck auf dem Balken markiert. (Modifiziert nach Ganganalyse nach Rancho Los Amigos National Rehabilitation Center, Kalifornien) (Götz-Neumann, 2006). IC: Initial contact, LR: Loading response, MSt: Mid stance, PSw: Pre-swing, ISw: Initial swing, MSw: Mid swing, TSsw: Terminal swing.

Erlaubnis zur Verwendung der Abbildung noch ausstehend, 13.07.2010

4.5.2.1.1. Kinematik

Das Sprunggelenk befindet sich im Initial contact in einer Neutral-Null-Stellung. Der Übergang vom Initial contact zur Loading response erfolgt sehr schnell. Im Loading response erreicht das Sprunggelenk eine Plantarflexion von fünf Grad. Im Mid und Terminal stance gelangt das Sprunggelenk in bis zu zehn Grad Dorsalextension. Während dem Pre-swing bewegt sich das Sprunggelenk sehr schnell von der Dorsalextension in die Plantarflexion. Am Ende der Schwungbeinphase (Mid swing und Terminal swing) befindet sich das Sprunggelenk wieder in der Neutral-Null-Stellung (Götz-Neumann, 2006).

4.5.2.1.2. Kinetik

Durch den Bodenkontaktpunkt und dem hinter dem Sprunggelenk liegenden Körpervektor, gelangt das Sprunggelenk im Initial contact in ein Plantarflexions-Drehmoment.

In der späten Loading response nimmt dieses Plantarflexions-Drehmoment ab. Durch die Verschiebung des Körpervektors entsteht im Mid stance ein Dorsalextensions-Drehmoment. Dieses Drehmoment erreicht seinen Maximalwert in der Terminal stance. Durch eine allmähliche Entlastung des Fusses nimmt das Dorsalextensions-Drehmoment im Pre-swing ab. Während der Schwungbeinphase besteht ein geringes Plantarflexions-Drehmoment, welches sich im Terminal swing auf null reduziert (Götz-Neumann, 2006).

4.5.2.1.3. Muskelaktivität

Der Fuss wird im Initial contact durch die prätibiale Muskulatur (M. tibialis anterior, M. extensor digitorum longus, M. extensor hallucis longus) positioniert. Durch ihre exzentrische Arbeit kann der Aufprall des Fusses in der Loading response abgebremst werden. Der M. tibialis anterior erreicht während der Loading response seine maximale Aktivität. Am Ende der Loading response werden der M. soleus und die Mm. gastrocnemii exzentrisch aktiviert. Während der Mid stance und der Terminal stance werden die restlichen Plantarflexoren (M. triceps surae, M. peroneus longus, M. peroneus brevis, M. flexor digitorum longus, M. tibialis posterior (Platzer, 2005)), die Inversionsmuskeln (M. soleus, M. tibialis posterior, M. flexor digitorum longus, M. flexor hallucis longus), sowie die seitlich stabilisierenden Muskeln (M. peroneus longus, M. peroneus brevis) aktiviert.

Nach Beginn des Pre-swings gibt es keine relevante Muskelaktivität der Plantarflexoren mehr. Diese werden für die Schwungbeinphase (Initial swing bis Terminal swing) von der prätibiale Muskulatur abgelöst (Götz-Neumann, 2006).

4.5.2.2. Kniegelenk

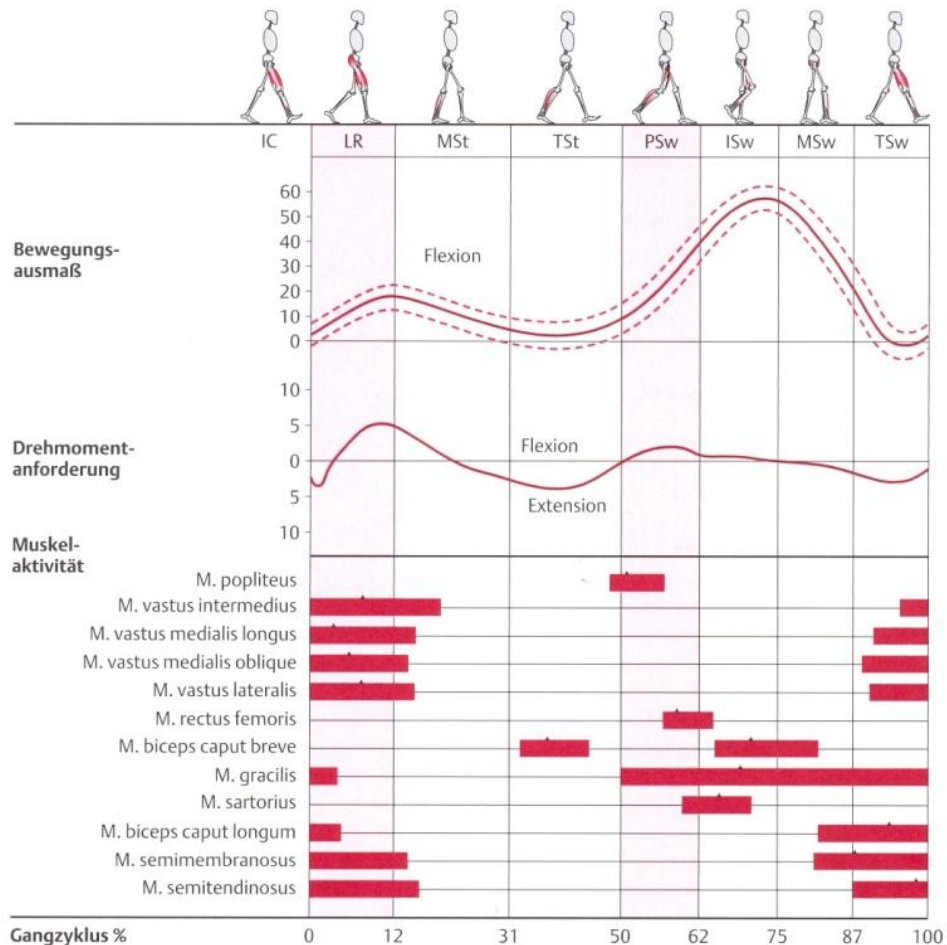


Abbildung 6: Normale Gelenkbewegungen, Drehmomentanforderungen und Muskelaktivitäten am Kniegelenk. Die gestrichelte Linie zeigt die normale Standardabweichung des Bewegungsausmasses an. Der Zeitpunkt der Spitzenaktivität des jeweiligen Muskels wird durch ein kleines Dreieck auf dem Balken markiert. (Modifiziert nach Ganganalyse nach Rancho Los Amigos National Rehabilitation Center, Kalifornien) (Götz-Neumann, 2006).

IC: Initial contact, LR: Loading response, MSt: Mid stance, PSw: Pre-swing, ISw: Initial swing, MSw: Mid swing, TSw: Terminal swing.

Erlaubnis zur Verwendung der Abbildung noch ausstehend, 13.07.2010

4.5.2.2.1. Kinematik

Das Kniegelenk befindet sich im Initial contact in einer Flexion von fünf Grad, die während der Loading response auf 15 Grad ansteigt. In der Mid stance streckt sich das Kniegelenk bis zu fünf Grad Flexion und bleibt während der Terminal stance in dieser Position. Das Knie ist im Pre-swing auf 40 Grad gebeugt und erreicht im Initial swing den Höchstwert von 60 Grad. Im Mid swing entsteht eine schnelle relative Extensionsbewegung bis zu 25 Grad Flexion. Am Ende des Terminal swing befindet sich das Kniegelenk in der Neutral-Null-Stellung (Götz-Neumann, 2006).

4.5.2.2.2. Kinetik

Zu Beginn des Gangzyklus erfährt das Kniegelenk ein Extensions-Drehmoment.

Dadurch, dass der Körpervektor posterior des Kniegelenks verläuft, entsteht im Loading response ein Flexions-Drehmoment. Durch die subtalare Pronationsstellung des Sprunggelenks gelangt das Kniegelenk in ein Innenrotations-Drehmoment. Zusätzlich wird ein Adduktions-Drehmoment erzeugt.

Durch das Vorschwingen des kontrolateralen Beins entsteht im Standbein während der Mid stance ein Extensions- und Adduktions-Drehmoment.

Im Terminal stance ist das Extensions-Drehmoment am grössten und nimmt gegen dessen Ende wieder ab.

Ein Flexions-Drehmoment wird durch das Entlasten des Beines im Pre-swing und das Vorwärtsbewegen des Oberschenkels im Initial swing erzeugt. Im Kniegelenk entsteht durch die schnelle Vorwärtsbewegung der Tibia während des Mid swing und des Terminal swing ein Extensions-Drehmoment (Götz-Neumann, 2006).

4.5.2.2.3. Muskelaktivität

Im Initial contact und in der Loading response sind der M. quadriceps femoris (ohne M. rectus femoris) und die ischiokrurale Muskulatur aktiv. Um eine dynamische Stabilität zu garantieren bleibt der M. quadriceps femoris auch zu Beginn der Mid stance noch aktiv. Hinzukommt, dass sich die Hüftgelenks-Abduktoren anspannen, um im späten Mid stance das Kniegelenk zu stabilisieren. Während dem Terminal stance und dem Pre-swing ist keine relevante Muskelaktivität zu erkennen. Im Initial swing erreichen die Kniegelenks-Flexoren (M. biceps femoris caput breve, M. gracilis, M. sartorius) ihre maximale Aktivität.

Die Kniegelenks-Extension, welche im Mid swing normalerweise durch die Schwerkraft und den Schwung erreicht wird, wird durch den M. biceps femoris kontrolliert. Im späten Mid swing werden die ischiokruralen Muskeln aktiv. Um eine vollständige Kniegelenks-Extension zu erhalten, arbeitet der M. quadriceps femoris im Terminal swing konzentrisch, dabei erreichen die ischiokruralen Muskeln ihre exzentrische Spitzenaktivität (Götz-Neumann, 2006).

4.5.2.3. Hüftgelenk

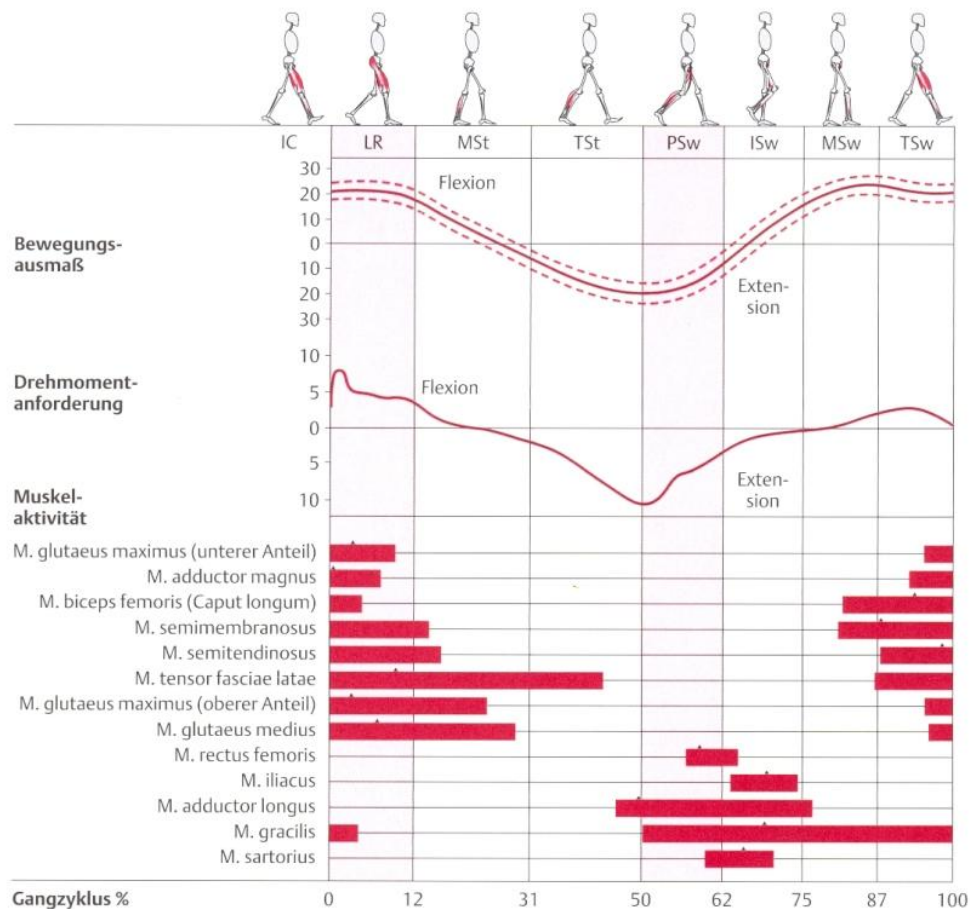


Abbildung 7: Normale Gelenkbewegungen, Drehmomentanforderungen und Muskelaktivitäten des Hüftgelenks. Die gestrichelte Linie zeigt die normale Standardabweichung des Bewegungsausmaßes an. Der Zeitpunkt der Spitzenaktivität des jeweiligen Muskels wird durch ein kleines Dreieck auf dem Balken markiert. (Modifiziert nach Ganganalyse nach Rancho Los Amigos National Rehabilitation Center, Kalifornien) (Götz-Neumann, 2006).

IC: Initial contact, LR: Loading response, MSt: Mid stance, PSw: Pre-swing, ISw: Initial swing, MSw: Mid swing, TSw: Terminal swing.

Erlaubnis zur Verwendung der Abbildung noch ausstehend, 13.07.2010

4.5.2.3.1. Kinematik

Das Hüftgelenk befindet sich im Initial contact in 20 Grad Flexion und einer relativen Aussenrotation des Femurs, bewirkt durch die fünf Grad Innenrotation des Beckens. Diese Position wird während der gesamten Loading response beibehalten. Im Mid stance streckt und derotiert das Hüftgelenk in die Neutral-Null-Stellung. Während dem Terminal stance entsteht im Hüftgelenk eine Extension von 20 Grad und im Becken eine Aussenrotation von fünf Grad. Im Pre-swing vermindert sich die Extension des Hüftgelenks auf zehn Grad. Die Aussenrotation des Beckens von fünf Grad bleibt erhalten. Vom Pre-swing bis in den Initial swing bewegt sich das Hüftgelenk aus zehn Grad Extension in 15 Grad Flexion. Die fünf Grad Aussenrotation des Beckens bleiben weiterhin erhalten. Im Mid swing steigt die Hüftgelenks-Flexion auf 25 Grad an und das Becken rotiert in die Neutral-Null-Stellung zurück. Im Terminal swing verringert sich die Flexion im Hüftgelenk auf 20 Grad, das Becken rotiert um fünf Grad nach innen, wodurch es zu einer relativen Aussenrotation des Femurs kommt (Götz-Neumann, 2006).

4.5.2.3.2. Kinetik

Im Initial contact und in der Loading response erfährt das Hüftgelenk ein rasches und intensives Flexions-Drehmoment. Weiter ergeben sich in der Loading response ein Adduktions-Drehmoment und ein Innenrotations-Drehmoment. Am Ende der Mid stance entsteht ein Wechsel von einem Flexions-Drehmoment in ein Extensions-Drehmoment. Das Adduktions-Drehmoment bleibt während dem gesamten Mid stance bestehen. Während dem Terminal stance befindet sich der Körpervektor posterior des Hüftgelenks, was zu einem Extensions-Drehmoment und dadurch zur Stabilisation des Hüftgelenks führt. Das Adduktions-Drehmoment nimmt während der Terminal stance rasch ab. Vom Pre-swing zum Initial swing nimmt auch das Extensions-Drehmoment kontinuierlich ab, bis es gegen Ende des Initial swing gegen Null strebt. In der Mid swing steigt das Flexions-Drehmoment allmählich an. Dieses verringert sich am Ende vom Terminal swing erneut (Götz-Neumann, 2006).

4.5.2.3.3. Muskelaktivität

Um den Aufprall des Fusses in der Loading response zu dämpfen, bereiten sich die Hüftgelenks-Extensoren (M. gluteus maximus, M. adductor magnus, M. semitendinosus, M. semimembranosus, M. biceps femoris caput longum) im Initial contact auf ihre stabilisierende Funktion vor und bleiben während der ganzen Loading response aktiv. Durch die abrupte Gewichtsübernahme zwischen Initial contact und Loading response werden die Hüftgelenks-Abduktoren maximal aktiv. Sobald sich der Körpervektor im Mid stance posterior des Hüftgelenks befindet, hebt sich die Muskelaktivität der Hüftgelenks-Extensoren auf. Um das Absinken des Beckens zu kontrollieren, arbeiten die Hüftgelenks-Abduktoren zuerst exzentrisch. Sobald das Becken wieder stabil ist, zeigt sich eine isometrische Aktivität. Während der Terminal stance ist keine relevante Muskelaktivität anzutreffen. Im Pre-swing beginnt der M. adductor longus seine flektorische Aktivität um das Vorschwingen des Beines zu initiieren. Im Initial swing erreichen der M. iliacus, der M. gracilis und der M. sartorius ihr Aktivitätsmaximum. Die Hüftgelenks-Flexion im Mid swing ist beinahe passiv, nur der M. gracilis ist aktiv. Im späten Mid swing beginnt die ischiokrurale Muskulatur ihre Aktivität, welche im Terminal stance ihr Maximum erreicht (Götz-Neumann, 2006).

4.5.3. Druckverteilung unter dem Fuss

Während des Gehens übt das Körpergewicht einen Druck auf den stützenden Fuss aus. Dieser Druck ist von Person, Gangzyklus, Ganggeschwindigkeit, Schuh-Art und Untergrund abhängig. Auch die Gewichtsbelastung und die Berührungsfläche des Fusses spielen in der Druckverteilung eine wichtige Rolle (Götz-Neumann, 2006).

Beim Gehen mit konventionellen Schuhen auf Betonboden werden Vor- und Rückfuss um 40 Prozent stärker belastet als der Mittelfuss (Amann & Lang, 2007). Vor allem die Ferse, die Metatarsalköpfchen und der Hallux werden vermehrt belastet (Rozema u. a., 1996).

Im Initial contact konzentriert sich der maximale Druck auf den postero-lateralen Bereich des Kalkaneus. Dies lässt sich damit erklären, dass während des Aufsetzens des Fusses 70 bis 100 Prozent des Körpergewichts innerhalb von 0.05 Sekunden (s) übertragen werden (Inman, Ralston, Todd, & Lieberman, 1981).

Direkt nach dem ersten Bodenkontakt verlagert sich das Gewicht auf das Zentrum des Kalkaneus. Dadurch vergrößert sich die Auflagefläche des Kalkaneus, wodurch nur noch 33 Prozent des im Initial contact erreichten Wertes auf ihm lasten (Cavanagh & Ae, 1980). Der Druck im Mittelfuss bleibt während des Ganges gering und beträgt nur 10 Prozent dessen, was maximal auf der Ferse (100 Prozent) lastet (Soames, 1985). Im Terminal stance ist der Druck unter dem zweiten und dritten Metatarsalkopf am höchsten (Grieve & Rashdi, 1984). Der Druck unter den Zehen zeigt sich sehr unterschiedlich. Im Vergleich zum Maximaldruck der Ferse beträgt die Belastung unter dem Hallux nur 30 bis 55 Prozent (Soames, 1985).

Wie bereits erwähnt ist die Druckverteilung unter dem Fuss im Gang von verschiedenen Faktoren abhängig. Unter anderem kann der Untergrund die Druckbelastung stark verändern. Beim Barfussgehen auf Rasen zum Beispiel gleichen sich die maximalen Druckwerte von Ferse, Mittelfuss und Vorfuss aus (Amann & Lang, 2007).

Beim Barfussgehen auf Sand ist der Druck unter dem Rückfuss durch das Einsinken im Sand geringer und unter dem Mittelfuss stärker (25 Prozent höher als Barfussgehen auf Beton). Beim Aufsetzen des Fusses setzt der Druck unter dem Hinter- und Mittelfuss gleichzeitig ein. Der Druck unter dem Vorfuss steigt bis zum Abstoßen regelmässig an (Amann & Lang, 2007).

Beim Barfussgehen auf Betonboden ist die Belastung des Rückfusses im Initial contact stärker als mit konventionellen Schuhen. Vor- und Rückfuss werden 45 bis 65 Prozent stärker belastet als der Mittelfuss. Der Auftritt wird kaum gedämpft und es kommt am Ende des Schrittes zu einem stärkeren Abstoßen des Vorfusses (Amann & Lang, 2007).

4.5.4. Hypothesen

4.5.4.1. Kinematik

Bezüglich der Kinematik stellen wir uns vor, dass diese sich mit dem MBT-Schuh vor allem im Sprunggelenk verändern wird. Wir nehmen an, dass die Dorsalextension, auf Grund der gewölbten Sohlenkonstruktion und dem Masai Sensor (*Siehe Kapitel 4.3.2. Sohlenkonstruktion*) in der ersten Standbeinphasenhälfte (IC bis MSt) grösser ist, als beim Gehen mit konventionellen Schuhen. Für die zweite Standbeinphasenhälfte können wir uns keine Veränderungen vorstellen, da der vordere Teil der Sohlenkonstruktion einem konventionellen Schuh ähnlich ist.

Ebenfalls erwarten wir in Knie- und Hüftgelenk in keiner der beiden Standbeinphasenhälften signifikante Veränderungen, da wir vermuten, dass das Sprunggelenk die Instabilität auszugleichen vermag (*Siehe Kapitel 4.4.2. Stabilität*).

4.5.4.2. Kinetik

Aufgrund dieser vermuteten veränderten Bewegungsausmassen im Sprunggelenk denken wir, dass sich in kinetischer Hinsicht die Drehmomente ebenfalls auf der Sprunggelenkebene verändern werden. Da wir annehmen, dass das Sprunggelenk mit dem MBT-Schuh in der ersten Standbeinphasenhälfte eine grössere Dorsalextension erreicht, müsste der Körpervektor weiter posterior vom Sprunggelenk liegen als beim Gehen mit einem konventionellen Schuh. Dadurch würde sich ein grösseres Plantarflexions-Drehmoment ergeben.

4.5.4.3. Muskelaktivität

Weiter können wir uns vorstellen, dass die Muskelaktivität mit dem MBT-Schuh in der ersten Standbeinphasenhälfte gesteigert wird.

Im Sprunggelenk wären vor allem die Muskeln vermehrt aktiv, welche der Pro- und Supination (medio-laterale Instabilität) entgegenwirken (Mm. tibialis anterior und posterior, Mm. peroneus longus und brevis, M. extensor digitorum longus, M. extensor hallucis longus, triceps surae).

Wir stellen uns vor, dass durch die Überwindung der Sohlenwölbung die Abrollphase aktiver ablaufen würde. Dadurch würden die Plantarflexoren des Fusses (M. soleus, Mm. gastrocnemii) stärker aktiviert.

Es wäre eventuell möglich, dass die lateral und medial stabilisierende Muskulatur des Kniegelenks (Tractus iliotibialis, M. semitendinosus, M. satrorius, M. gracilis, M. adductor longus) durch die dreidimensionale Instabilität ihre Aktivität steigern.

Um die Sohlenwölbung zu überwinden, das heisst den Körper über den Fuss zu bringen, wäre es vorstellbar, dass die posteriore Kette der Hüftgelenks-Muskulatur (Mm. glutei, ischiokrurale Muskulatur) vermehrt aktiviert wird.

In der zweiten Standbeinphasenhälfte, der Schwungbeinphase sowie für Knie- und Hüftgelenk gäbe es unserer Meinung nach keine signifikanten Veränderungen. Dies, weil die Muskelaktivität sehr eng mit der Kinetik und Kinematik zusammenhängt und wir für diese bezüglich der zweiten Standbeinphase keine nennenswerte Veränderungen erwarten.

4.5.4.4. Druck

Aufgrund des weichen Masai Sensors (*Siehe Kapitel 4.3.2. Sohlenkonstruktion*) des MBT-Schuhs, welcher das Gehen auf Sand oder Moos nachahmen soll, erwarten wir bei der Druckverteilung ähnliche Effekte, wie sie von Amann und Lang bezüglich des Barfussgehens auf Sand beobachtet wurde (*Siehe Kapitel 4.5.3. Druckverteilung unter dem Fuss*) (Amann & Lang, 2007): Nämlich, dass der Druck durch den weichen Masai Sensor das Auffussen dämpft und dadurch der Druck unter dem Rückfuss abnehmen würde. Bei der Gewichtsübernahme würde sich durch die abgerundete Sohlenkonstruktion der Druck unter dem Mittelfuss konzentrieren.

Wir nehmen zudem an, dass nach dem Mid stance der Fuss mit dem MBT-Schuh verfrüht über den speziell konstruierten Balancier-Bereich nach vorne in eine Abstossposition kippt. Dies lässt vermuten, dass der Druck im Vorfuss- und Zehenbereich mit dem MBT-Schuh gegenüber dem Kontroll-Schuh in der zweiten Standbeinphasenhälfte zunimmt.

Wir wollten mit unserer systematischen Literaturübersicht die Fragestellung, wie der MBT-Schuh die verschiedenen biomechanischen Parameter von Stand und Gang beeinflusst, überprüfen.

Für den Stand beinhalten diese Parameter die Körperschwerpunkt-Schwankungen, die Druckverteilung unter dem Fuss und die Muskelaktivität der unteren Extremitäten. Für den Gang analysierten wir die Druckverteilung unter dem Fuss, die Muskelaktivität, die Kinematik und die Kinetik der unteren Extremitäten.

5. METHODE

Zum Erstellen unserer systematischen Literaturübersicht haben wir Studien eingeschlossen, die den Stand und den Gang mit MBT-Schuhen bezüglich der unteren Extremitäten untersucht haben.

Als Parameter wählten wir Körperschwerpunkt-Schwankungen (COP-Schwankungen), Druckmessungen im Schuh, Elektromyogramm (EMG), Bewegungsausmass der Gelenke (Kinematik) und Gelenksdrehmomente (Kinetik).

5.1. THEMEN EIN- UND AUSSCHLUSS

Wie von Shumway-Cook erwähnt, reagiert der Körper auf eine Instabilität mit verschiedenen Strategien (*Siehe Kapitel 4.4.2. Stabilität*) (Shumway-Cook & Woollacott, 2006). Diese betreffen vor allem die Reaktionen der unteren Extremitäten. Deshalb haben wir uns entschieden die unteren Extremitäten in unsere systematische Literaturübersicht einzubeziehen und den Rumpf und die oberen Extremitäten in diesem Fall zu vernachlässigen.

Das Konzept des MBT-Schuhs basiert auf der Aussage, dass das Tragen des Schuhs mit barfussgehen auf unebenem, natürlichem Untergrund vergleichbar sei. Dies konnten wir mit den eingeschlossenen Studien jedoch nicht untersuchen, da wir festgestellt haben, dass das Barfussgehen im Vergleich zu MBT-Schuhen nur auf ebener Unterlage getestet wurde.

Die Ergebnisse von Barfussgehen auf ebener Unterlage lassen sich jedoch nicht auf das Barfussgehen auf unebener Unterlage übertragen. Daraus folgt, dass sich keine klare Aussage bezüglich der Ähnlichkeit von MBT-Schuhen und Barfussgehen auf unebener Unterlage machen lässt. Aus diesem Grund haben wir uns dann entschlossen nur den Vergleich zwischen MBT-Schuhen und konventionellen Schuhen zu machen.

5.2. SUCHBEGRIFFE

Das Zeichen * bedeutet, dass in den Datenbanken nach allen Wörtern gesucht wird, welche das Wort vor dem * beinhalten. Zum Beispiel bei adult* wird nach adult und adults gesucht.

Wir haben unsere Suchbegriffe nach der P.I.C.O.T. – Methode (Population, Intervention, Controlgroup, Outcomes, Time) erstellt. Jeden P.I.C.O.T.-Punkt haben wir einzeln mit OR verbunden. (Beispiel für Population: healthy OR adult*) und auf den verschiedenen Datenbanken laufen lassen (*Siehe Kapitel 5.3. Suchstrategie*).

Für die *Population* sah die Zusammenstellung folgendermassen aus:

person OR people OR adult* OR health* OR sane* OR well* OR hale OR wholesome

Für die *Interventionen* nahmen wir folgende Begriffe:

MBT OR Masai Barefoot Technology OR masai barefoot technique OR MBT shoe* OR masai shoe* OR masai walk* OR unstable shoe* OR unstable shoe construction* OR anti shoe*

Die *Outcomes* definierten wir wie folgt:

stand* OR stance* OR mobil* OR gait* OR walk* OR move* OR COP OR centre of pressure OR COM OR centre of mass OR balance* OR pressure* OR muscle activit* OR EMG OR electromyograph* OR force OR strength OR kinematic* OR amplitude OR kinetic* OR moment of force OR torque*

Wir haben für das P.I.C.O.T. keine Kontrollgruppe und keine Zeitspanne festgelegt, um möglichst viele Studien zu erhalten.

Danach haben wir alle Ergebnisse der OR-Kombinationen mit AND verbunden.

Wir haben zudem, wenn die Möglichkeit bestand, folgende Limits gewählt: Human, English, German, French und Italian.

5.3. SUCHSTRATEGIE

Wir haben unser zusammengestelltes P.I.C. auf den Datenbanken Pubmed, Cinahl und Cochrane Central laufen lassen. Danach haben wir auf Pubmed related articles und Referenzen von interessanten, eingeschlossenen Studien durchsucht, um weitere Studien zu finden.

Nach dem Ausschlussverfahren haben wir auf Web of Science und scholar.google.ch noch nach Artikeln gesucht, die unsere eingeschlossenen Studien zitiert haben.

Zusätzlich haben wir mit dem *Swiss Masai AG* Mitarbeiter Marcus Hien und verschiedene Autoren persönlichen Kontakt aufgenommen, um an unveröffentlichte Studien, interne Berichte und Dokumente von MBT-Schuhen zu gelangen.

5.4. STUDIENTYPEN

Um unsere systematische Literaturübersicht zu verfassen haben wir uns nicht auf ein Studiendesign festgelegt, sondern Studiendesigns aller Art und Diplom- beziehungsweise Abschlussarbeiten eingeschlossen.

5.5. EINSCHLUSS- / AUSSCHLUSSKRITERIEN

Wir haben alle veröffentlichten und unveröffentlichten Studien eingeschlossen, die MBT-Schuhe bei gesunden Erwachsenen untersucht haben.

Ausgeschlossen wurden Studien von anderen Schuhkonstruktionen, Studien mit pathologischer Population und Studien, welche bei Kindern oder Jugendlichen durchgeführt wurden.

Aufgrund unserer Sprachkenntnisse schlossen wir deutsche, englische, französische und italienische Artikel ein und Studien in anderen Sprachen aus.

5.6. ARBEITSVORGEHEN

In der *ersten Phase* haben wir unser erstelltes P.I.C. auf den verschiedenen Datenbanken laufen lassen (*Siehe Kapitel 5.3. Suchstrategie*). Um Studien ein- oder auszuschliessen lasen je zwei Personen unabhängig voneinander die Titel und wenn nötig die Zusammenfassung der Studien durch. Jede Person gab anhand der erstellten Ein- und Ausschlusskriterien (YES = Einschluss, NO = Ausschluss, UNCLEAR = unklar) eine Bewertung ab. Waren sich die zwei Personen uneinig wurde die dritte Person beigezogen.

In der *zweiten Phase* lasen je zwei Personen die Volltexte der eingeschlossenen Studien unabhängig von einander durch und sortierten anhand der Ein- und Ausschlusskriterien aus.

In der *dritten Phase* wurden die eingeschlossenen Studien mit der angepassten Thomas-Skala bewertet (Siehe Kapitel 5.8. Thomas-Skala, Kapitel 6.2. Übersicht Bewertung Thomas-Skala, Kapitel 10. Anhang).

Gleichzeitig erstellten je zwei Personen eine Zusammenfassung der Studien (Siehe Kapitel 10. Anhang).

5.7. FLUSSDIAGRAMM

Im Flussdiagramm (Siehe Abbildung 8) ist unsere Suchstrategie mit der Anzahl der ein- und ausgeschlossenen Studien ersichtlich.

Bei der ersten Suche am 28. September 2009 erhielten wir auf Pubmed, Cinahl und Cochrane Central und mit den Studien von *Swiss Masai AG* gesamthaft 278 Studien.

Die Ausschlussgründe von den Datenbanken Pubmed, Cinahl und Cochrane Central waren bei der ersten Suchstrategie, dass der Begriff MBT nicht die Masai Barefoot Technology meinte (n=64) oder sie nicht vom MBT-Schuh handelten (n=84) (Andere Schuhart (n=18), Schuheinlagen/Orthesen (n=15), Antikörper (n=15), Pathologien (n=24), Anderes (n=46)). Die Gründe für den Ausschluss der Studien von *Swiss Masai AG* waren, dass die Studien nicht die unteren Extremitäten untersuchten (n=7), mit pathologischen Probanden durchgeführt wurden (n=5), das Laufen und nicht das Gehen untersucht wurde (n=4), keines der von uns ausgewählten Outcomes beinhalteten (n=24) oder keine extrahierbaren Daten enthielten (n=7).

Nach dem ersten Aussortieren waren noch 47 Studien eingeschlossen. Diese lasen wir im Volltext durch und sortierten diese nochmals nach unseren eigenen Ein- und Ausschlusskriterien. Die Ausschlussgründe waren, dass eine andere Schuhart untersucht wurde (n=1), die MBT-Studien mit pathologischen Patienten durchgeführt wurden (n=15), keines der von uns ausgewählten Outcomes beinhalteten (n=2), keine extrahierbaren Daten hatten (n=8) oder nicht erhältlich waren (n=1). Bei den eingeschlossenen Studien waren 20 Duplikate vorhanden.

Bei einem erneuten Suchstrategie-Durchlauf am 20. Januar 2010 fanden sich 14 neue Studien, welche aber alle ausgeschlossen wurden, da 13 nichts mit dem MBT-Schuh zu tun hatten und eine Studie das Laufen mit dem MBT-Schuh untersuchte.

Schlussendlich konnten wir sieben Studien für die systematische Literaturübersicht einschliessen.



Abbildung 8: Flussdiagramm der Studiensuche

D.O.: Deborah Oberhummer, M.S.: Muriel Schwander, V.W.: Valérie Wüthrich, n: Anzahl Studien

5.8. THOMAS-SKALA

Die Thomas-Skala wurde entwickelt, um die methodologische Qualität von Studien zu bewerten. Sie beabsichtigt alle Studiendesigns abzudecken und beinhaltet 21 Elemente, welche in acht Komponenten aufgeteilt sind: Auswahl systematischen Fehler, Studiendesign, Störgrößen, Blindung, Datensammlungs-Methode, Austritte und Abbrüche, Interventions-Integrität und Interventions-Analyse. Die Skala ist fähig Controlled Clinical Trials, Cohort Studien, Case Control Studien, Before and After Studien, Randomized Controlled Trials und nichtrandomisierte Studien zu bewerten. Die Thomas Skala wurde für den Gebrauch bei systematischen Literaturübersichten als geeignet beurteilt (Deeks u. a., 2003). Da wir verschiedene Studiendesigns erwarteten und mit dieser Bewertungsskala die verschiedenen Studiendesigns direkt miteinander verglichen werden können, haben wir uns für diese Bewertungsskala entschieden, welche wir noch an unsere Bedürfnisse angepasst haben.

Für den Punkt Datensammlungs-Methode beziehungsweise zur Validität und/oder Reliabilität fanden wir in den untersuchten Studien keine Anhaltspunkte. Aus diesem Grund machte es wenig Sinn diesen Punkt zu berücksichtigen.

Da wir der Meinung sind, dass die Finanzierung der Studien durch *Swiss Masai AG* eine Verfälschung darstellen könnte, haben wir den Punkt Datensammlungs-Methode der Thomas-Skala mit dem Punkt Nicht-Finanzierung durch *Swiss Masai AG* ersetzt.

5.9. DATENEXTRAKTION

Nachdem wir uns entschieden haben, welche Outcomes wir in der Literaturübersicht untersuchen wollen, haben wir die Studien mit Hilfe der Zusammenfassungen den entsprechenden Outcomes zugeordnet. Diese wurden unter den drei Studentinnen aufgeteilt, welche nun in einer Microsoft Excel Datei alle Resultate nach Thema extrahierten (*Siehe Kapitel 6.1. Übersicht eingeschlossene Studien, Kapitel 10. Anhang*).

Nach der Datenextraktion, wurden die Resultate miteinander verglichen und untereinander diskutiert. Zusammen wählten wir dann auch das Programm Review Manager 5 aus, welches wir für die Darstellungen in der systematischen Literaturübersicht benutzten (*Siehe Kapitel 5.10.1. Review Manager 5*).

5.10. VERWENDETE SOFTWARE

5.10.1. Review Manager 5

Review Manager 5 ist eine Software der Cochrane Collaboration zur Erstellung von Literaturübersichten und Meta-Analysen.

Wir verwendeten Review Manager 5 zur grafischen Darstellung in Forest plots und als statistische Zusammenfassung der Resultate.

Ein Forest Plot ist die graphische Darstellung der Einzelergebnisse aller eingeschlossenen Studien der systematischen Literaturübersicht („Das Deutsche Cochrane Zentrum - Cochrane-Glossar,” o. J.). Die Forest Plots haben uns erlaubt einen direkten Vergleich zwischen den Studienresultaten zu erhalten und die statistisch signifikanten Ergebnisse extrahieren zu können. Wenn die Studien dies erlauben, ermöglicht uns die Software die Resultate zu poolen.

5.10.2. Zotero

Zum Erfassungen und Ziteren der Quellen haben wir die Software Zotero gewählt. Zotero ist eine Literaturverwaltungssoftware, welche als Erweiterung zum Mozilla Firefox Webbrowser und als Add-In zum Microsoft Office Word verwendet werden kann.

Zotero unterstützt die Bearbeitung von bibliografischen Angaben und Literaturlisten, besonders in wissenschaftlichen Publikationen und wird zum Sammeln, Verwalten und Zitieren unterschiedlicher Online- und Offline-Quellen benutzt („Zotero | Home,” o. J.).

Mit Hilfe dieses Programms konnten wir die Referenzen in der APA-Form (American Psychological Association 6th Edition) in unsere systematische Literaturübersicht einfügen.





















6. RESULTATE

6.1. ÜBERSICHT EINGESCHLOSSENE STUDIEN

Autor	Population	Anzahl	Alter (Jahre)	Outcome Stand	Outcome Gang	Kontroll-Kondition
Landry 2008	Gesund; inaktiv; mind. 30 Std/W Stehen und Gehen während der Arbeitswoche; ohne MBT-Erfahrung; mind. seit sechs Monaten frei von Schmerzen oder Verletzungen der unteren Extremitäten	28 w: 19 m: 9	w: 53.2 (SD: 6.9) m: 53.6 (SD: 10.2)	COP-Schwankung Gleichgewicht Muskelaktivität	Kinematik; Kinetik	Barfuss; Individ. Arbeits-Schuh
New 2007	Studenten; ohne MBT-Erfahrung; mind. seit sechs Monaten frei von muskuloskelettalen Verletzungen	12 w: 6 m: 6	18-40	-	Kinematik	Individ. Trainings-Schuh
Nigg 2004	Freiwillig; mind. seit sechs Monaten frei von Schmerzen oder Verletzungen der unteren Extremitäten; ohne MBT-Erfahrung	8 w: 3 m: 5	28.0 (SD: 3.6)	Muskelaktivität COP-Schwankung	Kinematik Kinetik Muskelaktivität	Adidas SuperNova
Nigg 2006	Freiwillig; mind. seit sechs Monaten frei von Schmerzen oder Verletzungen der unteren Extremitäten; ohne MBT-Erfahrung	8 w: 3 m: 5	28.0 (SD: 3.6)	Muskelaktivität COP-Schwankung	-	Adidas SuperNova
Romkes 2006	Gesund; freiwillig	12 w: 6 m: 6	38.6 (SD: 13.2)	-	Zeit-Distanz-Parameter; Kinematik; Muskelaktivität	Individ. Alltags-Schuh
Stewart 2007	Asymptomatisch; ohne Vorgeschichte von Fusschmerzen oder -defomitäten; Schuhgrösse UK 5-11	10 w: 4 m: 6	24 (21-39)	plantare Kontaktfläche; plantarer Durchschnitts- und Maximaldruck	plantare Kontaktfläche; plantarer Durchschnitts- und Maximaldruck	Individ. Sports-Schuh
Vernon 2008	Freiwillig; physikal Aktiv, frei von muskuloskelettalen Verletzungen	22 w: 11 m: 11	w: 26 (SD: 3) m: 28 (SD: 4)	-	Kinematik; Kinetik; Bodenreaktionskraft	Individ. Trainings-Schuh

Tabelle 2: Übersicht der eingeschlossenen Studien mit der Population, Anzahl und Alter der Probanden, den Outcomes und der Kontroll-Kondition (Landry, Nigg, & Tecante, 2008; New & Pearce, 2007; Nigg, Ferber, & Gormley, 2004; Nigg, Hintzen, & Ferber, 2006; Romkes, Rudmann, & Brunner, 2006; Stewart, Gibson, & Thomson, 2007; Vernon, Wheat, Naik, & Pettit, 2004).

6.2. ÜBERSICHT BEWERTUNG THOMAS-SKALA

	Selection bias	Study design	Confounders	Blinding	Withdrawals and Drop-out	Not sponsored by MBT	Final rating for this study
Landry 2008							
New 2007							
Nigg 2004							
Nigg 2006							
Romkes 2006							
Stewart 2007							
Vernon 2004							

 Strong
 Moderate
 Weak

Abbildung 9: Bewertungs-Übersicht der eingeschlossenen Studien mit der angepassten Thomas-Skala (Landry, Nigg, & Tecante, 2008; New & Pearce, 2007; Nigg, Ferber, & Gormley, 2004; Nigg, Hintzen, & Ferber, 2006; Romkes, Rudmann, & Brunner, 2006; Stewart, Gibson, & Thomson, 2007; Vernon, Wheat, Naik, & Pettit, 2004).

Grün: gute Bewertung, Gelb: mittelmässige Bewertung, Rot: schlechte Bewertung

6.3. STAND

6.3.1. Körperschwerpunkt-Schwankung

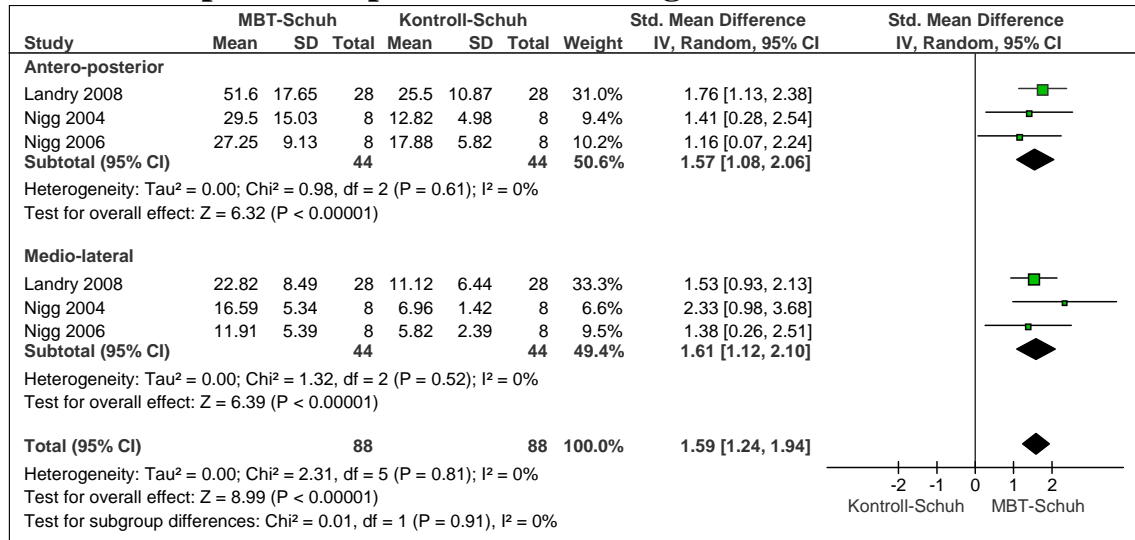


Tabelle 3: Unterschiede der Körperschwerpunkt-Schwankung in antero-posteriorer und medio-lateraler Richtung zwischen dem MBT- und dem Kontroll-Schuh (Landry, Nigg, & Tecante, 2008; Nigg, Ferber, & Gormley, 2004; Nigg, Hintzen, & Ferber, 2006).

Schwankungen bei Landry 2008 in Millimeter/15 Sekunden, Nigg 2004 und Nigg 2006 in Millimeter/10 Sekunden.

6.3.1.1. Antero-posteriore Schwankung

Die antero-posterioren Schwankungen des Körperschwerpunktes sind für den MBT-Schuh im Vergleich zum Kontroll-Schuh in den Studien der Gruppen um Landry (SMD 1.76 [95% KI (1.13, 2.38)], Nigg 2004 (SMD 1.41 [95% KI (0.28, 2.54)]) und Nigg 2006 (SMD 1.16 [95% KI (0.07, 2.24)]) statistisch signifikant grösser (Landry, Nigg, & Tecante, 2008; Nigg, Ferber, & Gormley, 2004; Nigg, Hintzen, & Ferber, 2006).

6.3.1.2. Medio-laterale Schwankung

Auch die medio-laterale Körperschwerpunkt-Schwankung ist mit dem MBT-Schuh in den Studien der Gruppen um Landry (SMD 1.53 [95% KI (0.93, 2.13)], Nigg 2004 (SMD 2.33 [95% KI (0.98, 3.68)]) und Nigg 2006 (SMD 1.38 [95% KI (0.26, 2.51)]) statistisch signifikant grösser (Landry u. a., 2008; Nigg u. a., 2004; Nigg u. a., 2006).

6.3.1.3. Trainingseffekt

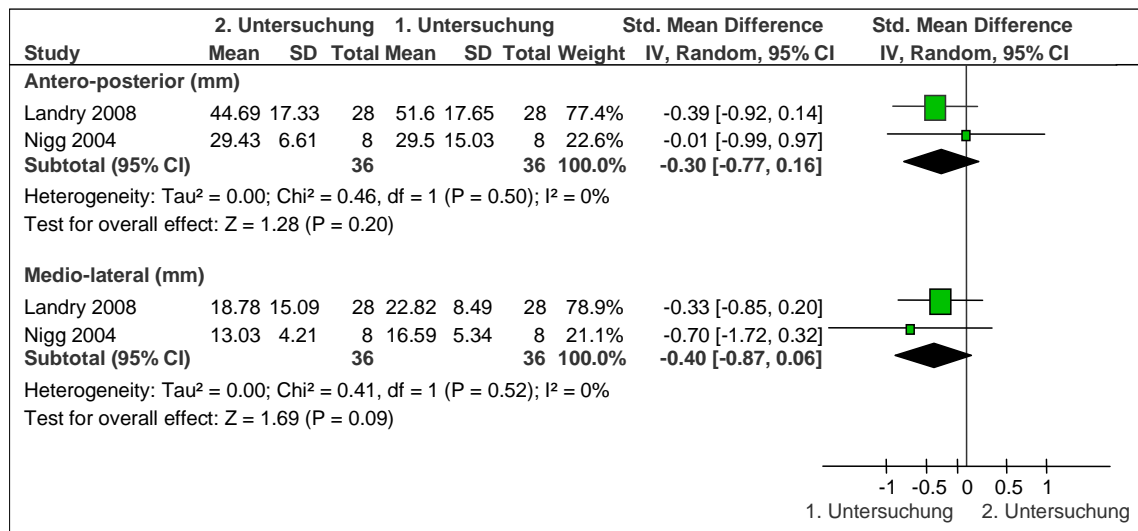


Tabelle 4: Unterschiede im Trainingseffekt der Körperschwerpunkt-Schwankung (in Millimeter) des MBT-Schuhs zwischen der ersten und zweiten Untersuchung (Landry, Nigg, & Tecante, 2008; Nigg, Ferber, & Gormley, 2004).

Bei Landry und Kollegen zweite Untersuchung sechs Wochen, bei Nigg und Kollegen zweite Untersuchung zwei Wochen nach der ersten Untersuchung.

Landry und Kollegen und Niggs Studiengruppe haben in ihren Studien jeweils zwei Testverfahren durchgeführt. Die Gruppe um Nigg nach zwei Wochen und diejenige um Landry nach sechs Wochen. In dieser Zeit mussten die Probanden die Schuhe so oft wie möglich tragen (Landry u. a., 2008; Nigg u. a., 2004).

Im Vergleich vom ersten zum zweiten Testverfahren gibt es weder in der antero-posterioren (SMD 0.30 [KI 95% -0.16, 0.77]) noch in der medio-lateralen Körperschwerpunkt-Schwankung (SMD 0.40 [KI 95% -0.06, 0.87]) einen statistisch signifikanten Trainingseffekt, weder nach zwei Wochen noch nach sechs Wochen Tragen des MBT-Schuhs (Landry u. a., 2008; Nigg u. a., 2004).

Die antero-posterioren und medio-lateralen Körperschwerpunkt-Schwankungen haben in beiden Studien abgenommen, erreichen jedoch nicht die Werte des Kontroll-Schuhs (Siehe Tabelle 3) (Landry u. a., 2008; Nigg u. a., 2004).

6.3.2. Muskelaktivität

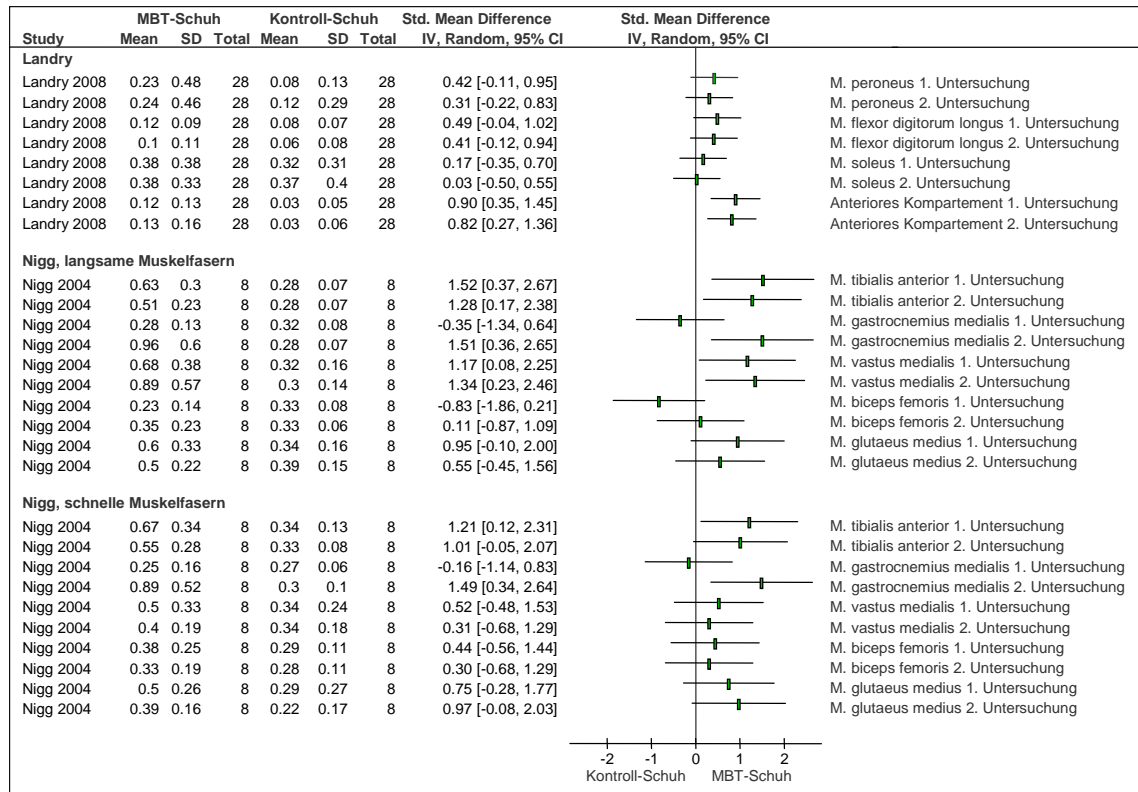


Tabelle 5: Unterschiede der Muskelaktivität im Stand zwischen dem MBT- und dem Kontroll-Schuh (Landry, Nigg, & Tecante, 2008; Nigg, Ferber, & Gormley, 2004).

Der Vergleich bei Landry und Kollegen zeigt für die Gruppe des anterioren Kompartements (M. tibialis anterior, M. extensor hallucis longus, M. extensor digitorum longus) eine statistisch signifikant höhere EMG-Aktivität mit dem MBT-Schuh. Dies bei der ersten (SMD 0.90 [95% KI 0.35, 1.45]) wie auch bei der zweiten Untersuchung (SMD 0.82 [95% KI 0.27, 1.36]) (Landry u. a., 2008).

Bei den Messungen von Nigg und Kollegen zeigt sich im M. tibialis anterior in der ersten Untersuchung bei den schnellen (SMD 1.21 [95% KI 0.12, 2.31]) und den langsamen Fasern (SMD 1.52 [95% KI 0.37, 2.67]) und dem M. gastrocnemius medialis in der zweiten Untersuchung bei den schnellen (SMD 1.49 [95% KI 0.34, 2.64]) und den langsamen (Fasern SMD 1.51 [95% KI 0.36, 0.64]) eine statistisch signifikant höhere EMG-Aktivität mit dem MBT-Schuh (Nigg u. a., 2004).

Ebenfalls zeigt die Studie, dass der M. tibialis anterior mit seinen langsamen Fasern auch im zweiten Testverfahren eine statistisch signifikant höhere EMG-Aktivität mit dem MBT-Schuh vorweist (SMD 1.28 [95% KI 0.17, 2.38]) (Nigg u. a., 2004).

Beim M. vastus medialis zeigen sich im ersten (SMD 1.17 [95% KI 0.08, 2.25]) und im zweiten Testverfahren (SMD 1.34 [95% KI 0.23, 2.46]) bei den langsamen Muskelfasern statistisch signifikante Ergebnisse. Der M. biceps femoris und der M. gluteus medius zeigen weder bei der ersten noch bei der zweiten Untersuchung statistisch signifikante Ergebnisse (*Siehe Tabelle 5*) (Nigg u. a., 2004).

6.3.2.1. Trainingseffekt

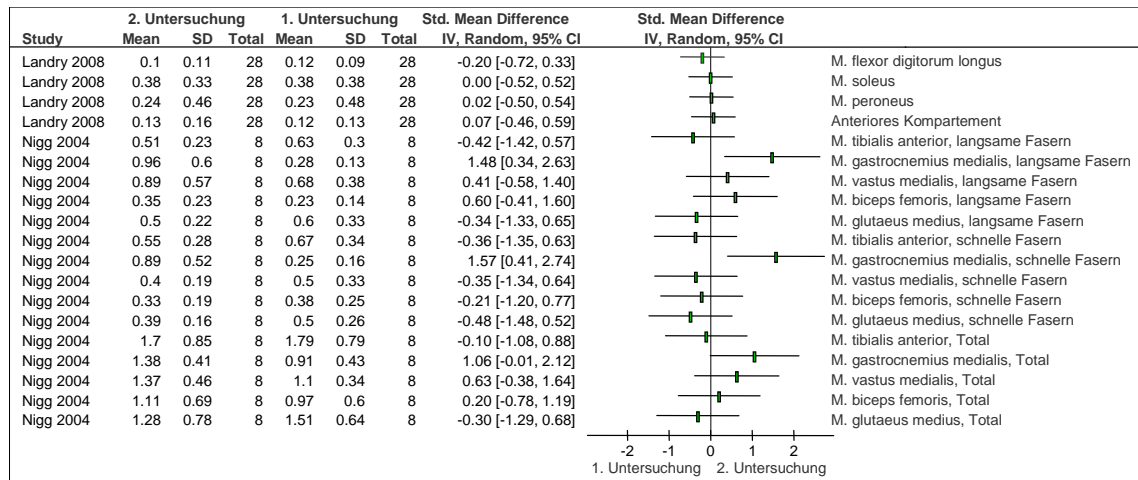


Tabelle 6: Muskulärer Trainingseffekt mit dem MBT-Schuh im Stand, Unterschied der Muskelaktivität zwischen der ersten und der zweiten Untersuchung (Landry, Nigg, & Tecante, 2008; Nigg, Ferber, & Gormley, 2004).

Die Studie von Nigg und Kollegen zeigt, dass der M. gastrocnemius medialis mit den langsamen (SMD 1.48 [95% KI 0.34, 2.63]) und den schnellen Fasern (SMD 1.57 [95% KI 0.41, 2.74]) nach einer zweiwöchigen Intervention eine statistisch signifikant höhere Muskelaktivität erzielen kann (Nigg u. a., 2004).

6.3.3. Druck

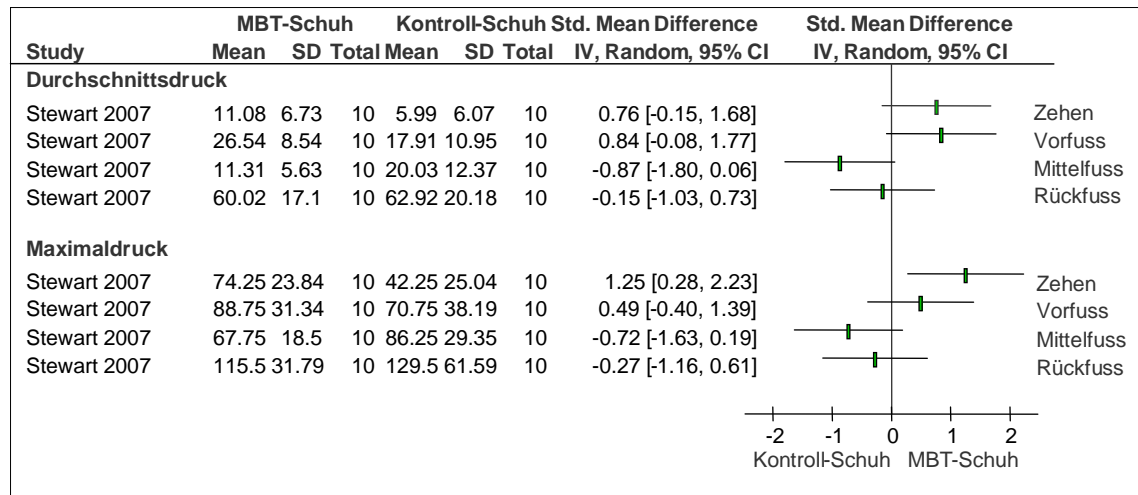


Tabelle 7: Unterschiede des Durchschnitts- und Maximaldrucks (in Kilopascal) im Stand zwischen dem MBT- und dem Kontroll-Schuh für die Zehen, den Vor-, Mittel- und Rückfuß (Stewart, Gibson, & Thomson, 2007).

6.3.3.1. Durchschnittsdruck

Stewart und Kollegen haben herausgefunden, dass der durchschnittliche Druck im MBT-Schuh unter den Zehen (SMD 0.76 [95% KI -0.15, 1.68]), sowie im Vorfuß (SMD 0.84 [95% KI -0.08, 1.77]) höher ist als beim Kontroll-Schuh (Stewart, Gibson, & Thomson, 2007).

Der Durchschnittsdruck im Mittel- (SMD -0.87 [95% KI -1.80, 0.06]) und Rückfuß (SMD -0.15 [95% KI -1.03, 0.73]) ist mit dem Kontroll-Schuh höher (Stewart u. a., 2007).

6.3.3.2. Maximaldruck

Die Studie von Stewart und Kollegen zeigt ebenfalls, dass der Maximaldruck unter den Zehen für den MBT-Schuh statistisch signifikant höher ist (SMD 1.25 [KI 95% 0.28, 2.23]). Weder unter dem Vorfuß (SMD 0.49 [KI 95% -0.40, 1.39]), Mittelfuß (SMD -0.72 [KI 95% -1.63, 0.19]), noch unter dem Rückfuß (SMD -0.27 [KI 95% -1.16, 0.61]) gibt es statistisch signifikante Unterschiede bei der maximalen Druckverteilung unter dem Fuß. Im Vorfuß lässt sich jedoch ein Trend für einen höheren und im Mittel- und Rückfuß ein Trend für einen tieferen Maximaldruck mit dem MBT-Schuh erkennen (Stewart u. a., 2007).

6.4. GANG

6.4.1. Kinematik

6.4.1.1. Sprunggelenk

In den fünf von uns untersuchten Studien sind die grössten kinematischen Unterschiede zwischen dem MBT-Schuh und den Kontroll-Schuhen im Sprunggelenk zu finden (Landry u. a., 2008; New & Pearce, 2007; Nigg u. a., 2004; Romkes, Rudmann, & Brunner, 2006; Vernon, Wheat, & Naik, 2004).

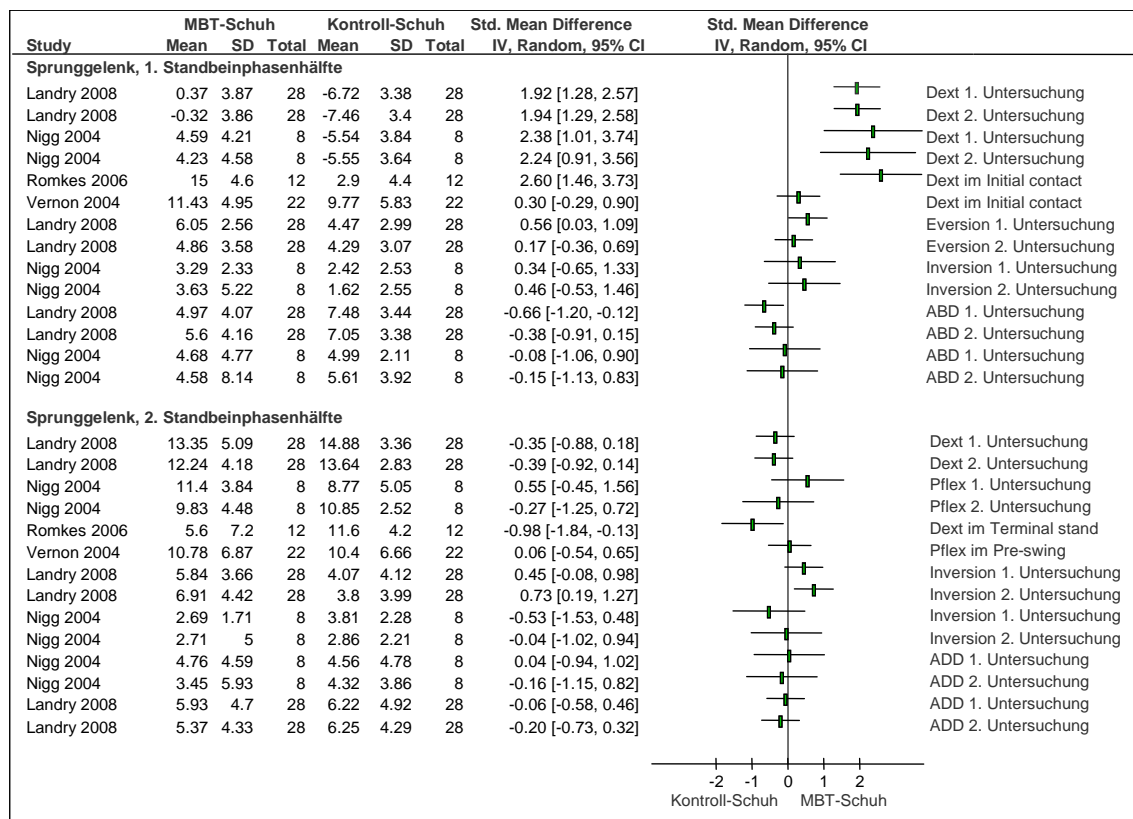


Tabelle 8: Kinematische Unterschiede im Sprunggelenk zwischen dem MBT- und dem Kontroll-Schuh (Landry, Nigg, & Tecante, 2008; Nigg, Ferber, & Gormley, 2004; Romkes, Rudmann, & Brunner, 2006; Vernon, Wheat, & Naik, 2004).

Dext: Dorsalextension, Pfplex: Platarflexion, Ext: Extension, Flex: Flexion, ABD: Abduktion, ADD: Adduktion

6.4.1.1.1. Sagittalebene – Dorsalextension / Plantarflexion

Für die erste Standbeinphasenhälfte fand die Gruppe um Landry sowohl in der ersten (SMD 1.92 [95% KI 1.28, 2.57]) wie auch in der zweiten Untersuchung (SMD 1.94 [95% KI 1.29, 2.58]) eine statistisch signifikant grössere Dorsalextension für den MBT-Schuh (Landry u. a., 2008). Nigg und Kollegen fanden ebenfalls in der ersten (SMD 2.38 [95% KI 1.01, 3.74]) und in der zweiten Untersuchung (SMD 2.24 [95% KI 0.91, 3.56]) eine statistisch signifikante grössere Dorsalextension mit dem MBT-Schuh (Nigg u. a., 2004).

Auch die Resultate aus der Studie von Romkes und Kollegen zeigen eine statistisch signifikant grössere Dorsalextension im Initial contact für den MBT-Schuh (SMD 2.60 [95% KI 1.46, 3.73]) (Romkes u. a., 2006).

Die Resultate von New und Pearce ($p=0.097$) und Vernon und Kollegen (SMD 0.30 [95% KI -0.29, 0.90]) zeigen für die sagittale Ebene im Initial contact keinen signifikanten Unterschied zwischen den beiden Schuhtypen (New & Pearce, 2007; Vernon u. a., 2004).

Für die zweite Standbeinphasenhälfte fanden nur Romkes und Kollegen im Terminal stance für die Kontroll-Schuhe eine statistisch signifikant grössere Dorsalextension (SMD -0.98 [95% KI -1.84, -0.13]) (Romkes u. a., 2006).

6.4.1.1.2. Frontalebene – Eversion / Inversion

In der Frontalebene, zeigen nur vereinzelte Resultate von Landry und Kollegen statistisch signifikante Unterschiede (*Siehe Tabelle 8*).

Für die erste Standphasenhälfte fanden sie eine statistisch signifikant grössere Eversion mit dem MBT-Schuh, dies aber nur bei der ersten Untersuchung (SMD 0.56 [95% KI 0.03, 1.09]) (Landry u. a., 2008).

Für die zweite Standbeinphasenhälfte fand die Gruppe um Landry beim zweiten Testverfahren mit dem MBT-Schuh eine statistisch signifikant grössere Inversion (SMD 0.73 [95% KI 0.19, 1.27]) (Landry u. a., 2008).

6.4.1.1.3. Transversalebene – Abduktion / Adduktion

Für die Abduktion in der ersten Standbeinphasenhälfte fand einzig die Gruppe um Landry für den Kontroll-Schuh einen statistisch signifikant grösseren Wert (SMD -0.66 [95% KI -1.20, -0.12] (Landry u. a., 2008).

In der zweiten Standbeinphasenhälfte wurden in keiner der untersuchten Studien statistisch signifikante Unterschiede zwischen den beiden Schuhtypen gefunden (*Siehe Tabelle 8*).

6.4.1.2. Knie- und Hüftgelenk

Für die Kinematik im Knie- und im Hüftgelenk fanden nur New und Pearce statistisch signifikante Unterschiede (New & Pearce, 2007).

Die Resultate zeigen, dass es im Kniegelenk im Initial contact zu einer statistisch signifikant grösseren Flexion ($p=0.048$) und gleichzeitig im Hüftgelenk zu einer kleineren Flexion ($p=0.003$) mit dem MBT-Schuh kommt (New & Pearce, 2007).

Die Resultate aus der Studie von Romkes und Kollegen zeigen, dass das maximale Bewegungsausmass im Knie- (SMD -1.25 [95% KI -2.14, -0.36] und im Hüftgelenk (SMD -0.96 [95% KI -1.81, -0.11]) mit dem MBT-Schuh statistisch signifikant kleiner ist.

Im Anhang können die Resultate zu den kinematischen Unterschieden zwischen den beiden Schuhtypen, in Form von Forest plots, konsultiert werden (*Siehe Kapitel 10. Anhang*).

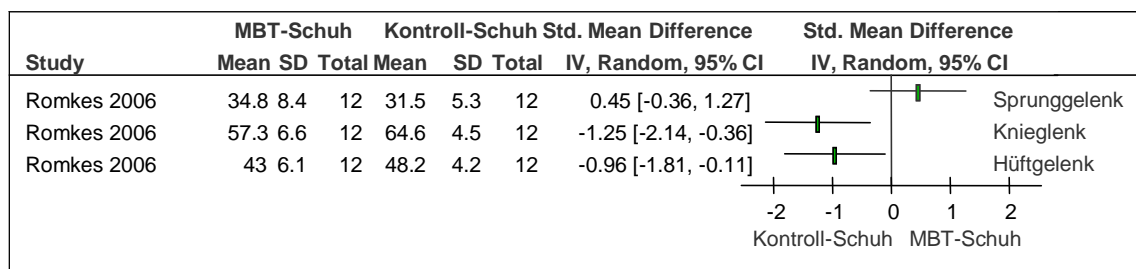


Tabelle 9: Unterschiede der Bewegungsamplitude im Sprung-, Knie- und Hüftgelenke zwischen dem MBT- und dem Kontroll-Schuh in Form von Forest plots aus der Studie von Romkes und Kollegen (Romkes, Rudmann, & Brunner, 2006).

6.4.2. Kinetik

6.4.2.1. Sprunggelenk

Wie auch für die Kinematik sind die grössten kinetischen Unterschiede in den drei untersuchten Studien zwischen den beiden Schuhtypen im Sprunggelenk zu finden (Landry u. a., 2008; Nigg u. a., 2004; Vernon u. a., 2004).

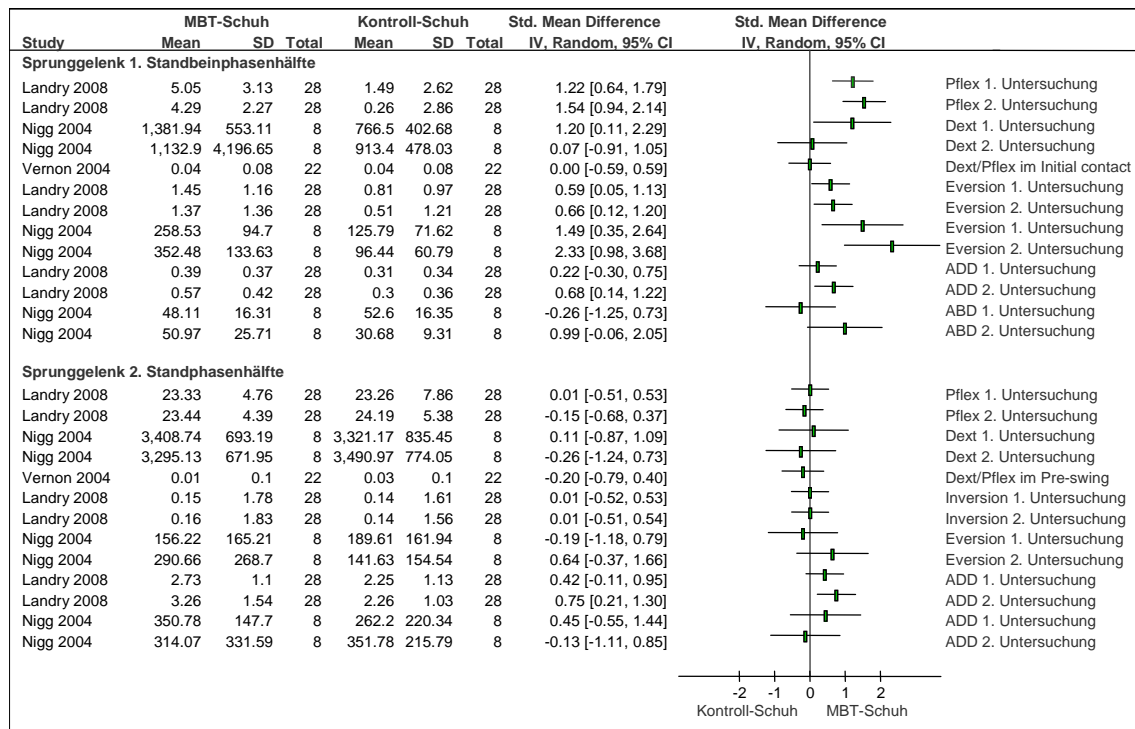


Tabelle 10: Kinetische Unterschiede im Sprunggelenk zwischen dem MBT- und dem Kontroll-Schuh (Landry, Nigg, & Tecante., 2008; Nigg, Ferber, & Gormley, 2004; Vernon, Wheat, & Naik, 2004)

Dext: Dorsalextension, Pflex: Plantarflexion, ABD: Abduktion, ADD: Adduktion

6.4.2.1.1. Sagitalebene – Dorsalextension / Plantarflexion

In der ersten Standbeinphasenhälfte fanden Landry und Kollegen sowohl bei der ersten (SMD 1.22 [95% KI 0.64, 1.79]) wie auch bei der zweiten Untersuchung (SMD 1.54 [95% KI 0.94, 2.14]) ein statistisch signifikant grösseres Plantarflexions-Drehmoment mit dem MBT-Schuh (Landry u. a., 2008).

Nigg und Kollegen fanden für die erste Standbeinphasenhälfte ein statistisch signifikant grösseres Dorsalextensions-Drehmoment mit dem MBT-Schuh, jedoch nur in der ersten Untersuchung (SMD 1.20 [95% KI 0.11, 2.29]) (Nigg u. a., 2004).

In der zweiten Untersuchung der Gruppe um Nigg und bei den Resultaten von Vernon und Kollegen wurden keine statistisch signifikante Unterschiede in den Drehmomenten zwischen den beiden Schuhtypen gefunden (*Siehe Tabelle 10*) (Nigg u. a., 2004; Vernon u. a., 2004).

Für die zweite Standbeinphasenhälfte wurde in keiner der drei Studien statistisch signifikante Unterschiede zwischen dem MBT- und dem Kontroll-Schuh gefunden (*Siehe Tabelle 10*).

6.4.2.1.2. Frontalebene – Eversion / Inversion

Wie auch in der Sagittalebene sind in der Frontalebene nur in der ersten Standbeinphasenhälfte statistisch signifikante Unterschiede zu finden.

Für diese Standbeinphasenhälfte fand die Gruppe um Landry sowohl in der ersten (SMD 0.59 [0.05, 1.13]) wie auch in der zweiten Untersuchung (SMD 0.66 [0.12, 1.20]) ein statistisch signifikant grösseres Eversions-Drehmoment mit dem MBT-Schuh (Landry u. a., 2008). Auch Nigg und Kollegen fanden in der ersten (SMD 1.49 [0.35, 2.64]) und in der zweiten Untersuchung (SMD 2.33 [0.98, 3.68]) ein statistisch signifikant grösseres Eversions-Drehmoment mit dem MBT-Schuh (Nigg u. a., 2004).

6.4.2.1.3. Transversalebene – Abduktion / Adduktion

Für die erste Standbeinphasenhälfte, bei der ersten Untersuchung von Landry und Kollegen und bei beiden Untersuchungen von Nigg und Kollegen, wurden keine signifikanten Unterschiede für die Transversalebene gefunden (*Siehe Tabelle 10*) (Landry u. a., 2008; Nigg u. a., 2004). Die Resultate von Landry und Kollegen zeigen für die zweite Untersuchung ein statistisch signifikant grösseres Adduktions-Drehmoment für den MBT-Schuh (SMD 0.68 [95% KI 0.14, 1.22]) (Landry u. a., 2008).

Für die zweite Standbeinphasenhälfte findet sich für das zweite Testverfahren ebenfalls ein statistisch signifikant grösseres Adduktions-Drehmoment für den MBT-Schuh (SMD 0.75 [95% KI 0.21, 1.30]) (Landry u. a., 2008).

6.4.2.2. Knie- und Hüftgelenk

Für das Kniegelenk konnte in den drei untersuchten Studien nur ein einziger statistisch signifikanter Unterschied zwischen den beiden Schuhtypen ausfindig gemacht werden (Landry u. a., 2008; Nigg u. a., 2004; Vernon u. a., 2004).

Landry und Kollegen fanden für den MBT-Schuh in der zweiten Standbeinphasenhälfte ein statistisch signifikant kleineres Flexions-Drehmoment im Kniegelenk, jedoch nur bei der ersten Untersuchung (SMD -0.66 [95% KI -1.19, -0.12]) (Landry u. a., 2008).

Für das Hüftgelenk wurde in keiner der drei untersuchten Studien statistisch signifikante Unterschiede gefunden (Landry u. a., 2008; Nigg u. a., 2004; Vernon u. a., 2004).

Im Anhang können die Resultate zu den kinetischen Unterschieden zwischen den beiden Schuhtypen, in Form von Forest plots, konsultiert werden (*Siehe Kapitel 10. Anhang*).

6.4.3. Muskelaktivität

In der Studie von Nigg und Kollegen für den Gang sieht man, dass die elektromyographische Aktivität (EMG-Aktivität) der langsamen Fasern des M. tibialis anterior und des M. biceps femoris 100 Millisekunden (ms) vor dem Initial contact mit dem Kontroll-Schuh signifikant grösser ist. Dies gilt für den M. tibialis anterior für die erste (SMD -1.85 [95% KI -3.08, -0.63]) und die zweite Untersuchung (SMD -1.34 [95% KI -2.45, -0.22]), beim M. biceps femoris nur für die erste Untersuchung (SMD -1.45 [95% KI -2.59, -0.31]). Ebenfalls ist die EMG-Aktivität der schnellen Fasern des M. biceps femoris im ersten Untersuch für den Kontroll-Schuh statistisch signifikant grösser (SMD -1.11 [95% KI -2.19, -0.04]) (Nigg u. a., 2004).

Zudem fanden sie bei den langsamen Muskelfasern 100 ms nach dem Initial contact im M. tibialis anterior in der ersten (SMD -1.23 [95% KI -2.32, -0.13]) und der zweiten Untersuchung (SMD -1.61 [95% KI -2.78, -0.43]) für den Kontroll-Schuh eine statistisch signifikant grössere EMG-Aktivität. Bei den schnellen Muskelfasern zeigt sich dasselbe, allerdings nur im ersten Testverfahren (SMD -1.33 [95% KI -2.44, -0.21]) (Nigg u. a., 2004).

Die Gruppe um Romkes stellte in ihrer Studie fest, dass die EMG-Aktivität beim Gang mit dem MBT-Schuh für den M. tibialis anterior im Initial contact unter der des Kontroll-Schuhs liegt. Dieser Unterschied ist statistisch signifikant ($p < 0.05$). Für den M. gastrocnemius medialis fanden sie im Initial contact und in der Loading response für den MBT-Schuh eine statistische signifikant höhere EMG-Aktivität ($p < 0.05$). Für den M. gastrocnemius lateralis ist die EMG-Aktivität für den MBT-Schuh vom Initial contact bis zur Mid stance ebenfalls statistisch signifikant höher ($p < 0.05$). Der M. vastus medialis ist in der Loading response mit dem MBT-Schuh bezüglich der EMG-Aktivität statistisch signifikant tiefer ($p < 0.05$) und gemeinsam mit dem M. vastus lateralis und dem M. rectus femoris von Mid stance bis Pre-swing statistisch signifikant höher ($p < 0.05$). Im M. rectus femoris sieht man mit dem MBT-Schuh im Pre-swing und im Initial swing eine statistisch signifikant tiefere EMG-Aktivität ($p < 0.05$) (Romkes u. a., 2006).

Während der gesamten Schwungbeinphase hat der M. tibialis anterior mit dem MBT-Schuh gegenüber dem Kontroll-Schuh eine gesteigerte EMG-Aktivität.

Im M. semitendinosus zeigen sich keine statistisch signifikanten Veränderungen der EMG-Aktivität ($p > 0.05$) (Romkes u. a., 2006).

Im Anhang ist die Tabelle mit den Resultaten zu den Unterschieden in der Muskelaktivität für den Gang zwischen dem MBT- und Kontroll-Schuh zu finden (*Siehe Kapitel 10. Anhang*).

6.4.3.1. Trainingseffekt

In der Studie von Nigg und Kollegen zeigt sich 100 ms vor dem Initial contact bei den langsamen Fasern des M. tibialis anterior nach zwei Wochen eine statistisch signifikant höhere Muskelaktivität für den MBT-Schuh (SMD 1.48 [95% KI 0.34, 2.63]) (Nigg u. a., 2004). Bei den schnellen Fasern des M. vastus medialis hingegen zeigte sich eine statistisch signifikant gesteigerte Muskelaktivität für den Kontroll-Schuh (SMD -1.20 [95% KI -2.29, -0.11]) (Nigg u. a., 2004).

100 ms nach dem Initial contact zeigt sich in den langsamen Fasern des M. gastrocnemius medialis nach zweiwöchigem Tragen der MBT-Schuhen eine statistisch signifikant höhere Muskelaktivität (SMD 1.20 [95% KI 0.11, 2.29]) (Nigg u. a., 2004).

Die Tabelle zu den Resultaten des muskulären Trainingseffekts des MBT-Schuhs kann im Anhang konsultiert werden (*Siehe Kapitel 10. Anhang*).

6.4.4. Druck



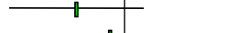

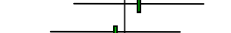



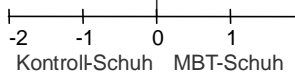
Study	MBT-Schuh			Kontroll-Schuh			Std. Mean Difference	Std. Mean Difference	
	Mean	SD	Total	Mean	SD	Total	IV, Random, 95% CI	IV, Random, 95% CI	
Durchschnittsdruck									
Stewart 2007	49.93	15.05	10	42.97	10.08	10	0.52 [-0.37, 1.42]		Zehen
Stewart 2007	56.99	9.15	10	56.92	8.96	10	0.01 [-0.87, 0.88]		Vorfuss
Stewart 2007	21.57	5.78	10	25.48	5.7	10	-0.65 [-1.56, 0.25]		Mittelfuss
Stewart 2007	68.23	13.96	10	71.06	14.08	10	-0.19 [-1.07, 0.69]		Rückfuss
Maximaldruck									
Stewart 2007	327.58	95.9	10	307	104.88	10	0.20 [-0.68, 1.08]		Zehen
Stewart 2007	288.08	65.85	10	296.17	59.94	10	-0.12 [-1.00, 0.75]		Vorfuss
Stewart 2007	168.4	28.76	10	173.25	43.85	10	-0.13 [-1.00, 0.75]		Mittelfuss
Stewart 2007	208.17	44.69	10	204.6	52.13	10	0.07 [-0.81, 0.95]		Rückfuss
									

Tabelle 11: Unterschiede des Durchschnitts- und Maximaldrucks (in Kilopascal) im Gang zwischen dem MBT- und dem Kontroll-Schuh für die Zehen, den Vor-, Mittel- und Rückfuss (Stewart, Gibson, & Thomson, 2007).

6.4.4.1. Durchschnittsdruck

In der Studie von Stewart und Kollegen gibt es für den Durchschnittsdruck im Gang keine statistisch signifikante Unterschiede (Siehe Tabelle 11) (Stewart u. a., 2007).

Für den MBT-Schuh sieht man jedoch eine Tendenz für einen gesteigerten Durchschnittsdruck unter den Zehen (SMD 0.52 [95% KI -0.37, 1.42]). Für den Mittelfuss zeigt sich für den Kontroll-Schuh ein tendenziell grösserer Durchschnittsdruck (SMD -0.65 [95% KI -1.56, 0.25]) (Stewart u. a., 2007).

6.4.4.2. Maximaldruck

In der Studie von Stewart und Kollegen gibt es für den Maximaldruck keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen dem MBT- und dem Kontroll-Schuhen (Siehe Tabelle 11) (Stewart u. a., 2007).

7. DISKUSSION

Von den gefundenen 278 Studien haben wir sieben Studien ausgewählt, die wir in unsere systematische Literaturübersicht integrierten, in der wir konventionelle Schuhe mit MBT-Schuhen verglichen. Die Gesamtpopulation der eingeschlossenen Studien betrug 108 Probanden. Es wurden aber nicht alle Studien für alle Outcomes eingesetzt. Für die Outcomes bestand die Population aus zwischen acht und 70 Probanden (*Siehe Kapitel 6.1. Übersicht eingeschlossene Studien*). Diese systematische Literaturübersicht ist die Erste, welche die verschiedenen biomechanischen Effekte zwischen einem MBT- und einem Kontroll-Schuh zusammenfasst.

Mit dem MBT-Schuh finden sich im Stand signifikant grössere Körperschwerpunkt-Schwankungen in antero-posteriorer und medio-lateraler Richtung.

Im Stand ist die Muskelaktivität mit dem MBT-Schuh in den M. tibialis anterior, M. gastrocnemius medialis und M. vastus medialis signifikant grösser. Der M. gastrocnemius medialis zeigte als einziger Muskel eine signifikante Zunahme der Muskelaktivität nach zweiwöchigem Tragen des MBT-Schuhs. Der Maximaldruck im Stand ist mit dem MBT-Schuh unter den Zehen signifikant grösser.

Im Gang zeigt sich mit dem MBT-Schuh im Vergleich zum Kontroll-Schuh kinematisch in der ersten Standbeinphasenhälfte eine signifikant grössere Dorsalextension im Sprunggelenk. Kinetisch zeigt sich für den MBT-Schuh in der ersten Standbeinphasenhälfte ein signifikant grösseres Eversions- und Plantarflexions-Drehmoment im Sprunggelenk. Die Muskelaktivität beim Gehen ist im Initial contact mit dem MBT-Schuh im M. tibialis anterior signifikant kleiner. Nach zweiwöchigem Tragen des MBT-Schuhs zeigt sich für die M. tibialis anterior und M. gastrocnemius medialis eine signifikante Zunahme und für den M. vastus medialis eine signifikante Abnahme der Muskelaktivität.

7.1. STAND

Wie bereits beschrieben, hat der MBT-Schuh gegenüber dem Kontroll-Schuh in allen drei untersuchten Studien eine statistisch signifikant höhere antero-posteriore und medio-laterale Körperschwerpunkt-Schwankung (Landry u. a., 2008; Nigg u. a., 2004; Nigg u. a., 2006). Albright und Woodhull-Smith fanden für eine dem MBT-Schuh ähnliche Sohlenkonstruktion dieselben Ergebnisse (Albright & Woodhull-Smith, 2009). Somit können wir unsere Hypothese einer höheren Schwankung des Körperschwerpunktes und somit auch der grösseren Instabilität mit MBT-Schuhen bestätigen.

Um der Instabilität entgegenzuwirken und somit stabil zu sein, müsste die Muskelaktivität der sprunggelenksnahen Muskulatur mit dem MBT-Schuh höher sein als mit dem Kontroll-Schuh (*Siehe Kapitel 4.4.2. Stabilität*)

Dies zeigt sich bei den Resultaten von Landry und Kollegen und Nigg und Kollegen nicht deutlich (Landry u. a., 2008; Nigg u. a., 2004). Ein mehrheitlicher positiver Trend im Sinne einer höheren EMG-Aktivität für den MBT-Schuh ist dennoch erkennbar. Bei Nigg und Kollegen zeigen die langsamen Fasern des M. vastus medialis, sowie die langsamen und schnellen Fasern des M. tibialis anterior und bei Landry und Kollegen das anteriore Kompartement eine statistisch signifikant höhere EMG-Aktivität beim Tragen des MBT-Schuhs (Landry u. a., 2008; Nigg u. a., 2004).

Aus der statistisch signifikant höheren Muskelaktivität des M. tibialis anterior im Vergleich zum Kontroll-Schuh und der statistisch signifikanten Steigerung der Muskelaktivität im M. gastrocnemius medialis zwischen der ersten und der zweiten Untersuchung in der Studie von Nigg und Kollegen lässt sich schliessen, dass das Tragen des MBT-Schuhs vor allem die Muskeln im Bereich des Sprunggelenks aktiviert (Nigg u. a., 2004). Unsere Hypothese bezüglich der gesteigerten Aktivität der stabilisierenden Muskulatur, vor allem des Sprunggelenks, lässt sich somit bestätigen. Der MBT-Schuh produziert also solche kleinen Instabilitäten, auf welche der Körper mit einer Sprunggelenksstrategie reagiert.

Die Instabilität beziehungsweise die Körperschwerpunkt-Schwankung hat ebenfalls einen Einfluss auf die Druckverteilung unter dem Fuss.

Die Analyse der Studie von Stewart und Kollegen zeigt kein statistisch signifikantes Resultat zum durchschnittlichen Druck (Stewart u. a., 2007). Es lässt sich aber mit dem MBT-Schuh im Vergleich zum Kontroll-Schuh ein Trend zu erhöhtem Druck unter den Zehen und dem Vorfuss erkennen. Der Maximaldruck unter den Zehen ist mit dem MBT-Schuh statistisch signifikant höher (Stewart u. a., 2007).

Grundsätzlich lässt sich aus der Studie schliessen, dass mit dem MBT-Schuh der durchschnittliche und der maximale Druck vor allem im Bereich der Zehen und des Vorfusses zunehmen. Im Mittel- und Rückfuss hingegen nehmen der durchschnittliche und der maximale Druck ab (Stewart u. a., 2007).

Mit den extrahierten Daten lässt sich unsere Hypothese, dass der Druck unter den drei Stützpunkten ständig schwankt, nicht beweisen.

Maetzler und Kollegen fanden in ihrer Studie, in der sie diabetische Patienten untersuchten, ähnliche Resultate wie Stewarts Studiengruppe. Der maximale Druck unter dem Rückfuss und unter dem grossen Zeh nehmen tendenziell ab, während der maximale Druck unter allen fünf Metatarsalköpfen, unter dem Mittelfuss und unter den Zehen zwei bis fünf zunimmt (Maetzler, Bochdansky, & Abboud, 2008; Stewart u. a., 2007).

7.2. GANG

Wie beim Stand ergaben sich auch beim Gang die meisten Unterschiede zwischen dem MBT- und dem Kontroll-Schuh im Bereich des Sprunggelenks.

Die statistisch signifikanten Unterschiede in der Kinematik korrelieren laut Aussagen von Landry und Kollegen und Nigg und Kollegen direkt mit der Sohlenkonstruktion des MBT-Schuhs (Landry u. a., 2008; Nigg u. a., 2004) und bestätigen unsere Hypothese bezüglich der Kinematik.

Mit konventionellen Schuhen fusst man mit der Ferse auf. Durch die Sohlenkonstruktion des MBT-Schuhs wird der Träger dazu gezwungen weiter ventral in Richtung des Mittelfusses aufzutreten (*Siehe Kapitel 4.3.2. Sohlenkonstruktion*). Wodurch das Sprunggelenk im Initial contact in einer signifikant grösseren Dorsalextension steht.

Durch diese grössere Dorsalextension beziehungsweise durch den Körpervektor, der weiter posterior des oberen Sprunggelenks liegt als bei einem Kontroll-Schuh, würde dies zu einem grösseren Plantarflexions-Drehmoment mit dem MBT-Schuh führen.

Landry und Kollegen fanden für die erste Standbeinphasenhälfte in beiden Untersuchungen ein statistisch signifikant grösseres Plantarflexions-Drehmoment (Landry u. a., 2008), was unsere Hypothese bezüglich der Kinetik bestätigt. Nigg und Kollegen hingegen fanden für die erste Standbeinphasenhälfte in der ersten Untersuchung ein statistisch signifikant grösseres Dorsalextensions-Drehmoment (Nigg u. a., 2004), was unserer Hypothese widerspricht.

Die Resultate beider Untersuchungen der ersten Standbeinphasenhälfte der Gruppen um Landry und Nigg ergaben ein statistisch signifikant grösseres Eversions-Drehmoment für den MBT-Schuh (Landry u. a., 2008; Nigg u. a., 2004). Für die Transversalebene fanden einzig Landry und Kollegen für beide Standbeinphasenhälften jeweils bei der zweiten Untersuchung, ein statistisch signifikant grösseres Adduktions-Drehmoment (Landry u. a., 2008).

Diese Resultate liessen sich wiederum damit erklären, dass durch die Aussenrotation der Hüfte im Initial contact der laterale Fersenrand auf die Unterfläche trifft. Durch den Masai Sensor und dessen Instabilität kippt der Rückfuss bei der Gewichtsbelastung (Loading response) in eine Eversion und Abduktion. Um dieser entgegenzuwirken, müssten dann die Mm. tibialis anterior und posterior und der M. triceps surae ihre Aktivität steigern. Die EMG-Aktivität im Gang ist sowohl bei Nigg und Kollegen, wie auch bei der Gruppe um Romkes für den M. tibialis anterior während dem Initial contact für den Kontroll-Schuh statistisch signifikant höher (Nigg u. a., 2004; Romkes u. a., 2006). Während Romkes und Kollegen in ihrer Studie eine statistisch signifikant höhere EMG-Aktivität für die Mm. gastrocnemius medialis und lateralis aufzeigten, waren bei Nigg und Kollegen für den M. gastrocnemius medialis keine relevanten Ergebnisse zu finden (Nigg u. a., 2004; Romkes u. a., 2006).

Unsere Hypothese lässt sich somit nur teilweise bestätigen, da die anderen Muskeln (M. tibialis posterior, Mm. peroneus longus und brevis, M. extensor digitorum longus, M. extensor hallucis longus) ausser dem M. gastrocnemius als Anteil des M. triceps surae, nicht getestet wurden und die Ergebnisse von Romkes und Kollegen nicht mit denen von Niggs Studiengruppe übereinstimmen (Nigg u. a., 2004; Romkes u. a., 2006).

Im physiologischen Gang wird in der Abrollphase (Mid stance) der laterale Fussabschnitt belastet (J. Perry, 2003). Durch die Instabilität des MBT-Schuhs hat der Fuss die Möglichkeit in eine grössere Inversion zu kippen als mit einem konventionellen Schuh. Um der Inversion entgegenzuwirken, müssten die Mm. peronei ihre Aktivität steigern. Dies lässt sich in den Resultaten von Nigg und Kollegen ebenfalls sehen. Allerdings zeigen sich hier nur eine leicht gesteigerte Tendenz und keine statistisch signifikanten Ergebnisse.

Die Studie von Kaelin zeigt, dass es in der zweiten Standbeinphasenhälfte, das heisst nach dem nach vorne Kippen des Fusses, mit dem MBT-Schuh zu einer geringeren Dorsalextension kommt als mit einem konventionellen Schuh (Kaelin, 2002). Die gleichen Ergebnisse finden sich auch in den Studien von Landry und Kollegen und Romkes und Kollegen (Landry u. a., 2008; Romkes u. a., 2006).

Erklären lässt sich auch dies durch die Sohlenkonstruktion des MBT-Schuhs: Die abgerundete Sohle stützt den Mittelfuss nach dem Mid stance ab und vergrössert im Vergleich zum Kontroll-Schuh den Abstand zwischen der Ferse und dem Untergrund (Siehe Abbildung 10 und Abbildung 11) Bei einem konventionellen Schuh bleibt die Ferse bis zum Terminal stance mit dem Untergrund in Kontakt. Dadurch resultiert in der zweiten Standbeinphasenhälfte mit dem MBT-Schuh diese verminderte Dorsalextension.



Abbildung 10: Mid stance mit dem MBT-Schuh



Abbildung 11: Mid stance mit einem Kontroll-Schuh

Aus den geringeren kinematischen Unterschieden zwischen den beiden Schuhtypen in der Frontal- und Transversalebene gegenüber der Sagittalebene, müssten auch die kinetischen Unterschiede in der Frontal- und Transversalebene geringer sein als in der Sagittalebene. Die Ergebnisse bestätigen jedoch diese Annahme nicht ganz. Jedoch sind die Unterschiede der Kinetik, wie bereits die der Kinematik, in der ersten Standbeinphasenhälfte deutlicher als in der Zweiten.

Dies würde unsere Hypothese bestätigen, dass mit dem MBT-Schuh, die Veränderungen vor allem in der ersten Standbeinphase signifikant sind.

Durch die kinematischen Gegebenheiten beziehungsweise durch die Sohlenkonstruktion würde der plantare Druckpunkt bei der Gewichtsübernahme (Loading response) mit dem MBT-Schuh weiter anterior liegen als bei konventionellen Schuhen. Dies würde eine Zunahme des plantaren Drucks unter dem Mittelfuss und eine Abnahme des plantaren Drucks unter der Ferse erklären.

Die Studie von Stewart und Kollegen zeigen keine statistisch signifikanten Ergebnisse für die Druckverteilung unter dem Fuss (Stewart u. a., 2007). Dennoch ist eine Tendenz zu vermindertem durchschnittlichem Druck unter dem Rückfuss mit dem MBT-Schuh erkennbar, was unsere Hypothese bestätigt, dass der Druck unter dem Rückfuss, wie beim Barfussgehen auf Sand, abnimmt (Stewart u. a., 2007).

Bezüglich der durchschnittlichen und der maximalen Druckverteilung unter dem Mittelfuss dementieren die Ergebnisse von Stewart und Kollegen unsere Hypothese (Stewart u. a., 2007).

Die Studie von Kälin hingegen zeigt einen um 400-500%igen Kraftanstieg im Bereich des Mittelfusses (Kaelin, 2002). Da diese Messung allerdings zwischen der Schuh-Sohle und dem Untergrund und nicht wie bei der Studie von Stewart und Kollegen zwischen dem Fuss und der Schuh-Sohle durchgeführt wurde, lassen sich die Ergebnisse nicht direkt vergleichen (Kaelin, 2002; Stewart u. a., 2007). Kälin nimmt in seiner Studie jedoch an, dass eine ähnliche, leicht abgeschwächte Druckverteilung von der Schuh-Sohle auf den Fuss übertragen wird (Kaelin, 2002). Unsere Hypothese lässt sich mit diesen Ergebnissen jedoch nicht eindeutig bestätigen oder widerlegen.

Die zweite Druck-Hypothese, bezüglich des gesteigerten Drucks unter den Zehen und dem Vorfuss, lässt sich ebenfalls nicht signifikant bestätigen. Mit dem MBT-Schuh lässt sich jedoch eine Tendenz zu gesteigertem durchschnittlichem und maximalem Druck unter den Zehen erkennen. Für den Vorfussbereich konnten keine Unterschiede zwischen den beiden Schuhtypen festgestellt werden (Stewart u. a., 2007).

7.3. TRAININGSEFFEKT

Die durch den MBT-Schuh hervorgerufene Instabilität legt die Möglichkeit nahe, den MBT-Schuh als propriozeptives Trainingsgerät zu verwenden. In der Studie von Landry und Kollegen und Nigg und Kollegen wurde der Trainingseffekt der Körperschwerpunkt-Schwankungen und der EMG-Aktivität des MBT-Schuhs nach sechs beziehungsweise zwei Wochen untersucht (Landry u. a., 2008; Nigg u. a., 2004).

Diese Studien zeigen weder nach zwei noch nach sechs Wochen Tragen des MBT-Schuhs eine statistisch signifikante Abnahme der Körperschwerpunkt-Schwankungen (Landry u. a., 2008; Nigg u. a., 2004).

Einzig bezüglich der EMG-Aktivität lässt sich in der Studie von Nigg und Kollegen nach zwei Wochen eine statistisch signifikant gesteigerte Aktivierung des M. gastrocnemius medialis erkennen (Nigg u. a., 2004). Über eine Dauer von zwei beziehungsweise sechs Wochen lässt sich mit dem MBT-Schuh also die Muskelaktivität, im Sinne eines klinisch relevanten Trainingseffekts, steigern.

Bei Nigg und Kollegen lässt sich für den MBT-Schuh nach zwei Wochen im M. tibialis anterior 100 ms vor dem Initial contact und im M. gastrocnemius medialis 100 ms nach dem Initial contact eine statistisch signifikant gesteigerte EMG-Aktivität feststellen (Nigg u. a., 2004). Für den M. vastus medialis fanden sie hingegen für den Kontroll-Schuh statistisch signifikant grössere EMG-Aktivität 100 ms nach dem Initial contact.

Rojacher untersuchte in ihrer Diplomarbeit den MBT-Schuh im Vergleich zum sensomotorischen Training. Nach elf Wochen zeigt sowohl die MBT-Schuh-Gruppe, als auch die sensomotorische Trainings-Gruppe ein verbessertes Gleichgewicht. Die sensomotorische Trainings-Gruppe verbesserte ihr Gleichgewicht jedoch um bis zu 50% mehr als die MBT-Schuh-Gruppe (Rojacher, 2004).

7.4. LIMITATIONEN

Die Resultate der von uns untersuchten Studien müssen mit Vorsicht interpretiert werden. Zum Einen wurden die meisten unserer sieben eingeschlossenen Studien von der Firma *Swiss Masai AG* finanziell unterstützt (*Siehe Kapitel 6.2. Übersicht Bewertung Thomas-Skala*). Wären in den Studien nur positive Resultate veröffentlicht worden und keine nicht signifikanten Resultate, würde das auf eine Verfälschung durch das Sponsoring von *Swiss Masai AG* hindeuten. Dies war in den eingeschlossenen Studien aber nicht der Fall. Die Resultate wurden kritisch diskutiert, was uns annehmen lässt, dass das Sponsoring, wenn, dann nur eine geringe Verfälschung zur Folge hatte. Zum Anderen wurden die Probanden auf freiwilliger Basis rekrutiert. Die untersuchten Studien bestanden aus einer Probandenzahl zwischen acht und 28. Dies führt zum Teil zu einer grossen Streuung und die Ergebnisse lassen sich nur schwer auf die gesamte Population übertragen.

Die MBT-Schuh-Untersuchung und die Kontroll-Schuh-Untersuchung wurden jeweils an den gleichen Probanden durchgeführt. Das heisst, dass die Interventions- und Kontrollgruppe aus der gleichen Population besteht. Das Verfälschungs-Risiko der Homogenität zwischen Interventions- und Kontrollgruppe ist somit gleich null (*Siehe Kapitel 6.2. Übersicht Bewertung Thomas-Skala*).

Auch zu beachten ist, dass in allen von uns eingeschlossenen Studien die Probanden eine Einführung in die richtige Anwendung des MBT-Schuhs erhielten (*Siehe Kapitel 4.3.3. Gehen mit dem MBT-Schuh*). Wir könnten uns vorstellen, dass auch bei konventionellen Schuhen eine Ganginstruktion zu aufrechterem Gehen führen würde.

Wir haben uns deshalb gefragt, ob einige der gezeigten Resultate sich nur aus der vorhergehenden Instruktion ergeben oder ob jede Person die MBT-Schuhe trägt ohne vorher eine Instruktion erhalten zu haben, ähnliche Resultate erzielen würde. Denn eventuell würde auch ein aufgerichteteres und aktiveres Gehen mit einem konventionellen Schuh zu ähnlichen Resultaten führen, wie wir sie beim Tragen des MBT-Schuhs feststellen konnten. Ein weiterer kritischer Diskussion-Punkt besteht im Bezug auf die Ganggeschwindigkeit. Die Studien von New und Pearce, Romkes und Kollegen und Vernon und Kollegen gaben bei ihren Untersuchungen keine Ganggeschwindigkeit vor (New & Pearce, 2007; Romkes u. a., 2006; Vernon u. a., 2004).

Romkes und Kollegen untersuchten die Ganggeschwindigkeit und konnten somit aufzeigen, dass die Probanden mit dem MBT-Schuh eine geringere Ganggeschwindigkeit, Kadenz und Schrittlänge wählten, als mit konventionellen Schuhen (Romkes u. a., 2006). Bezüglich der Kadenz konnte Wu in seiner Studie, in der er SACH-heel-Schuhe untersucht hat, ähnliche Resultate aufzeigen wie Romkes sie für den MBT-Schuh gefunden hat (Romkes u. a., 2006; Wu, Rosenbaum, & Su, 2004).

Da der MBT-Schuh deutlich schwerer ist als ein konventioneller Schuh, könnte dies eine zusätzliche Verfälschung der Ergebnisse darstellen.

In den ausgewählten Studien hat nur die Gruppe um Nigg den Kontroll-Schuh vorgegeben. Welcher somit bei allen Probanden gleich war (Nigg u. a., 2004). Bei den anderen Studien konnten die Probanden ihren eigenen Alltags- oder Sportschuh mitbringen. Dies könnte ebenfalls Einfluss auf die Ergebnisse haben.

Allgemein benötigt es noch weitere Studien um genauere biomechanische Effekte des MBT-Schuhs gegenüber konventionellen Schuhen aufzeigen zu können.

Diese müssten vor allem mit einer grösseren Probandenzahl, und einer unabhängigen Kontrollgruppe, welche ebenfalls eine Ganginstruktion erhalten würde, durchgeführt werden.

8. SCHLUSSFOLGERUNG

Eine durch Polyneuropathie verminderte Sensibilität in den Extremitäten (zum Beispiel bei Diabetes mellitus), vor allem in der unteren Extremität, führt in konventionellen Schuhen vielfach zu Ulzera. Da der Druck im Vorfuss mit dem MBT-Schuh im Vergleich zu einem Kontroll-Schuh höher ist, würde dies bei dieser Patientengruppe die Entstehung von Ulzera im Zehen- und Vorfussbereich zusätzlich fördern. Wir würden deshalb einem Patienten mit Polyneuropathie den MBT-Schuh nicht empfehlen. Ebenfalls ist bei Patienten mit einer Vorfuss-Problematik beim Tragen des MBT-Schuhs Vorsicht geboten.

Durch den verminderten Druck im Fersen- und Rückfussbereich wäre es eventuell vorteilhaft den MBT-Schuh bei Fersen- und Rückfussproblematiken, wie zum Beispiel Fersensporn, einzusetzen. Dazu fehlen momentan aber noch spezifische auf diese Pathologien zugeschnittene Studien.

Bezüglich der Muskelaktivität lässt sich keine solche Empfehlung abgeben. Unserer Meinung nach lässt sich die erhöhte Muskelaktivität mit dem MBT-Schuh auf die vorgegebene Ganggeschwindigkeit und das Gewicht des Schuhs zurückverfolgen.

Bei erhöhter Ganggeschwindigkeit erhöht sich auch bei einem konventionellen Schuh die Muskelaktivität der unteren Extremität (Chung & Wang, 2010; Schmitz, Silder, Heiderscheit, Mahoney, & Thelen, 2009). Da man mit einem instabilen Schuh normalerweise eine als angenehm empfundene Ganggeschwindigkeit tiefer wählt als mit einem konventionellen Schuh (Romkes u. a., 2006; Wu u. a., 2004), wäre diese Steigerung der Muskelaktivität mit dem MBT-Schuh alleine auf die vorgegebene Ganggeschwindigkeit zurückzuführen. Deshalb wäre es wichtig Studien durchzuführen, welche die Muskelaktivität untersuchen, bei denen der Proband die Ganggeschwindigkeit selbst wählen kann. So könnten diese eventuell verfälschten Ergebnisse vermieden werden.

In Bezug auf die Kinematik würden wir den MBT-Schuh, durch die kleinere Dorsalextension im Sprunggelenk, Patienten mit eingeschränkter Sprunggelenksmobilität in Richtung der Dorsalextension, empfehlen. Eventuell wäre es auch möglich den MBT-Schuh nach einer Operation am Sprunggelenk einzusetzen.

Unsere Empfehlung hierzu wäre allerdings, dass man den MBT-Schuh nur in der Anfangsphase einsetzt, solange die Mobilität durch Schmerzen oder Entzündungsreaktionen eingeschränkt ist. Dies vor allem auch wenn starke Schmerzen vorhanden sind, die ein physiologisches Gehen mit konventionellen Schuhen nicht möglich machen. So könnten allenfalls auftretende Fehlhaltungen und als deren Folge Schmerzen anderenorts vermieden werden.

Ist das Sprunggelenk nur kurzfristig eingeschränkt, zum Beispiel durch eine Osteosynthese, wäre es von Vorteil den MBT-Schuh vor allem für längere Strecken einzusetzen, um eine eventuelle Schmerzproduktion zu verzögern oder gar zu verhindern. Für kurze Strecken wäre es hingegen von Vorteil konventionelle Schuhe zu benutzen um einer Versteifung entgegenzuwirken. Benutzt man den MBT-Schuh immer und in jeder Situation kann dies unserer Meinung nach dazu führen, dass sich die Ligamente und Muskeln der posterioren Unterschenkel-Kette verkürzen. Dies könnte dazu führen, dass ein konventioneller Schuheinsatz unter gangphysiologischen Bedingungen nicht mehr möglich wäre. Kinematisch lässt sich keine klinische Relevanz für das Hüft- und Kniegelenk finden.

Durch die zum Teil gesteigerten Drehmomente im Sprunggelenk, vor allem während der ersten Standbeinphasenhälfte, empfehlen wir einen vorsichtigen Einsatz des MBT-Schuhs bei Sprunggelenksarthrose. Je nach Patient und dessen Krankheitsstadium könnte der Schuh durch die Kompression aber zur Linderung der Arthrosesymptome führen.

Mit dem MBT-Schuh lassen sich langfristig ähnliche Effekte erzielen, wie mit einem anderen sensomotorischen Trainingsgerät. Wir würden den MBT-Schuh also als sensomotorisches Trainingsgerät empfehlen. Bedacht werden muss allerdings, dass der MBT-Schuh eine längere Trainingszeit benötigt als ein anderes sensomotorisches Trainingsgerät. Ist es wichtig schnell eine gute Sensomotorik aufzubauen, wäre es entweder empfehlenswert auf ein anderes sensomotorisches Trainingsgerät und nicht auf den MBT-Schuh zurückzugreifen, oder aber diese beiden sensomotorischen Trainingsgeräte zu kombinieren.

Der Vorteil des MBT-Schuhs im Vergleich zu einem anderen sensomotorischen Trainingsgerät ist aber, dass man ihn einfacher in den Alltag integrieren kann.

Mit den bisherigen Studien ist eine allgemeingültig klinische Aussage schwierig.

Schliesslich muss die Entscheidung, ob der MBT-Schuh verwendet wird oder nicht von einer Fachperson (Arzt, Physiotherapeut, MBT-Instruktor, etc.) und vom Patient gemeinsam getroffen werden. Die Fachperson sollte dem Patienten mit ihrem Fachwissen beratend zur Seite stehen.

9. REFERENZEN

- Albright, B. C., & Woodhull-Smith, W. M. (2009). Rocker bottom soles alter the postural response to backward translation during stance. *Gait & posture*, 30(1), 45–49.
- Amann, F. (2008). Was unter den Füßen ist, entscheidet wie es dem Rücken geht! *Gesundsitzen - Schweizer Magazin für Ergonomie am Arbeitsplatz und zu Hause*, (09), 16-17.
- Amann, F., & Lang, A. (2007). Wie bewegt sich der Fuss - barfuss auf Naturboden, mit Schuhen und mit MBT? *Orthopädie Schuhtechnik*, (1), 2-8.
- Cavanagh, P. R., & Ae, M. (1980). A technique for the display of pressure distributions beneath the foot. *Journal of biomechanics*, 13(2), 69–75.
- Chung, M., & Wang, M. J. (2010). The change of gait parameters during walking at different percentage of preferred walking speed for healthy adults aged 20-60 years. *Gait & Posture*, 31(1), 131-135. doi:10.1016/j.gaitpost.2009.09.013
- Das Deutsche Cochrane Zentrum - Cochrane-Glossar. (o. J.). . Abgerufen Juni 9, 2010, von <http://www.cochrane.de/de/glossary.htm>
- Day, B. L., Steiger, M. J., Thompson, P. D., & Marsden, C. D. (1993). Effect of vision and stance width on human body motion when standing: implications for afferent control of lateral sway. *The Journal of Physiology*, 469(1), 479.
- Deeks, J. J., Dinnes, J., D'amico, R., Sowden, A. J., Sakarovich, C., Song, F., Petticrew, M., u. a. (2003). Evaluating non-randomised intervention studies. *Health Technology Assessment*, 7(27), 40, 133.
- Gisler-Hofmann, T. (2008). Plastizität und Training der sensomotorischen Systeme. *Schweizerische Zeitschrift für Sportmedizin und Sporttraumatologie*, 56(4), 137–149.

Götz-Neumann, K. (2006). *Gehen verstehen: Ganganalyse in der Physiotherapie*. Georg Thieme Verlag.

Grieve, D. W., & Rashdi, T. (1984). Pressures under normal feet in standing and walking as measured by foil pedobarography. *Annals of the rheumatic diseases*, 43(6), 816.

Hien, M. (2009 5). *Masai Barefoot Technology - Der Hintergrund von gesundem Gehen und Stehen*. Die instabile Sohlenkonstruktion - MBT aus medizinisch-biomechanischer Sicht, Sorell Hotel Ador, Bern.

Horak, F., & Moore, S. (1989). Lateral postural responses: the effect of stance width and perturbation amplitude. *Physical therapy*, (69), 363.

Inman, V. T., Ralston, H. J., Todd, F., & Lieberman, J. C. (1981). *Human walking*. Williams & Wilkins.

Jull, G., Richardson, C., & Hodges, P. (1996). New advances in exercise to rehabilitate spinal stabilisation. *preconference course IFOMT*, 19-20.

Kaelin, X. (2002). Untersuchungen zum Masai-Schuh MBT. *unpublished*.

Kapandji, I. (2006). *Funktionelle Anatomie der Gelenke: Schematisierte und kommentierte Zeichnungen zur menschlichen Biomechanik*. Georg Thieme Verlag.

Kapteyn, T. S. (1973). Afterthought about the physics and mechanics of the postural sway. *Agressologie: Revue Internationale De Physio-Biologie Et De Pharmacologie Appliquées Aux Effets De L'agression*, 14(Spec No C), 27-35.

Klein-Vogelbach, S. (2000). *Funktionelle Bewegungslehre: Bewegung Lehren Und Lernen*. Springer.

- Landry, S. C., Nigg, B. M., & Tecante, K. E. (2008). Activity of selected muscles crossing the ankle joint complex and lower limb gait characteristics using an unstable shoe. *unpublished*.
- Maetzler, M., Bochdanský, T., & Abboud, R. (2008). Pressure distribution of diabetic patients after sensory-motor training with unstable shoe construction. *Clinical Biomechanics*, 23(5), 714–715.
- Maki, B., McIlroy, W., & Perry, S. (1994). Compensatory responses to multi-directional perturbations. In *Vestibular and neural front*. Amsterdam: Elsevier.
- Martin, P. E., Rothstein, D. E., & Larish, D. D. (1992). Effects of age and physical activity status on the speed-aerobic demand relationship of walking. *Journal of Applied Physiology*, 73(1), 200.
- New, P., & Pearce, J. (2007). The effects of Masai Barefoot Technology footwear on posture: an experimental designed study. *Physiotherapy Research International*, 12(4), 202.
doi:10.1002/pri.386
- Nigg, B. M., Ferber, R., & Gormley, T. (2004). Effect of an unstable shoe construction on lower extremity gait characteristics. *unpublished*.
- Nigg, B. M., Hintzen, S., & Ferber, R. (2006). Effect of an unstable shoe construction on lower extremity gait characteristics. *Clinical Biomechanics*, 21(1), 82–88.
- Perry, J. (2003). *Ganganalyse : Norm und Pathologie des Gehens* (1. Aufl.). München; Jena: Urban und Fischer.
- Platzer, W. (2005). *Taschenatlas Anatomie. in 3 Bänden: Taschenatlas der Anatomie 1. Bewegungsapparat: BD 1* (9. Aufl.). Thieme, Stuttgart.

- Rojacher, B. (2004). *Eine vergleichende Studie der MASAI-Barfuss-Technologie mit einem labilen Therapiegerät* (Diplomarbeit). Klagenfurt: Akademie für den Physiotherapeutischen Dienst.
- Romkes, J., Rudmann, C., & Brunner, R. (2006). Changes in gait and EMG when walking with the Masai Barefoot Technique. *Clinical Biomechanics*, 21(1), 75–81.
- Rozema, A., Ulbrecht, J. S., Pammer, S. E., & Cavanagh, P. R. (1996). In-shoe plantar pressures during activities of daily living: implications for therapeutic footwear design. *Foot & ankle international/American Orthopaedic Foot and Ankle Society [and] Swiss Foot and Ankle Society*, 17(6), 352.
- Rozendal, R. (1986). Biomechanics of standing and walking. In W. Bles & T. Brandt (Hrsg.), *Disorders of posture and gait*. Elsevier.
- Schmitz, A., Silder, A., Heiderscheit, B., Mahoney, J., & Thelen, D. G. (2009). Differences in lower-extremity muscular activation during walking between healthy older and young adults. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 19(6), 1085-1091.
doi:10.1016/j.jelekin.2008.10.008
- Schöttker-Königer, T. (2007). *Stabilisierendes System in Angewandte Physiologie*. (F. van den Berg, Hrsg.) (2. Aufl., Bd. 3). Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
- Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. (2006). *Motor control: translating research into clinical practice*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Soames, R. W. (1985). Foot pressure patterns during gait. *Journal of biomedical engineering*, 7(2), 120–126.

- 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(4), 648–651.
- Swiss Masai AG. (2008). *MBT in der Physiotherapie*. Roggwil TG.
- Swiss Masai AG. (o. J.). *Ihre ersten Schritte mit Masai Barefoot Technology*. Roggwil TG.
- Vernon, T., Wheat, J., & Naik, R. (2004). Changes in gait characteristics of a normal, healthy population due to an unstable shoe construction. *unpublished*.
- Winter, D. A., Prince, F., Frank, J. S., Powell, C., & Zabjek, K. F. (1996). Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance. *Journal of Neurophysiology*, 75(6), 2334.
- Winter, D., Prince, F., Steriou, P., & Powell, C. (1993). medial-lateral and anterior-posterior motor responses associated with centre of pressure changes in quiet standing. *Neuroscience Research Communication*, (12), 141-148.
- Wolansky, R. (2008). *Orthopädieschuhtechnik für Podologen*. Schattauer Verlag.
- Wolburg, T. (2007). *Vergleichende Untersuchung zum Stabilitätsverhalten des Fusses auf einem Prototyp des Stability Trainers gegenüber anderen instabilen Unterlagen unter dynamometrischen und elektromyographischen Gesichtspunkten*.
- Wu, W. L., Rosenbaum, D., & Su, F. C. (2004). The effects of rocker sole and SACH heel on kinematics in gait. *Medical engineering & physics*, 26(8), 639–646.
- Zehr, E. P., Komiyama, T., & Stein, R. B. (1997). Cutaneous reflexes during human gait: electromyographic and kinematic responses to electrical stimulation. *Journal of neurophysiology*, 77(6), 3311.
- Zotero | Home. (o. J.). . Abgerufen Juni 9, 2010, von <http://www.zotero.org/>

10. ANHANG

- Zusammenfassungen der eingeschlossenen Studien
- Angepasste Thomas-Skala
- Studienbewertung mit der angepassten Thomas-Skala
- Datenextraktion der eingeschlossenen Studien
- Forest plots der eingeschlossenen Studien zur Einsicht
- Poster

Landry, S. C., B. M. Nigg, und K. E. Tecante. 2008. „Activity of selected muscles crossing the ankle joint complex and lower limb gait characteristics using an unstable shoe.“ *unpublished*.

Ziel:

Ziel der Studie ist es, die Veränderungen, welche durch den MBT-Schuh produziert werden, besser zu verstehen. Dies mit Hilfe der Kinematik und Kinetik der unteren Extremitäten während dem Gehen und der COP-Schwankung und der Muskelaktivität der kleinen Fussgelenksmuskeln während dem Stehen.

H1: COP-Schwankungen während dem Stehen wird mit dem MBT grösser sein als mit einem stabilen Schuh und die Schwankung wird mit der Zeit (Training mit MBT) abnehmen.

H2: Die Muskelaktivität der kleinen Fussgelenksmuskulatur wird beim Stehen mit dem MBT-Schuh grösser sein als beim Stehen mit stabilen Schuhen.

H3: 6 wöchiges Tragen des MBTs wird die Gleichgewichtszeit in einem statischen und dynamischen Einbeinstand (barfuss) erhöhen.

H4: Die durch den MBT hervorgerufene kinematische Veränderung im Gang wird am Fussgelenk die grösste Evidenz zeigen.

H5: Gelenkmoment-Impulse werden sich zwischen dem MBT und dem Kontrollschuh für das Fussgelenk, das Knie und die Hüfte nicht verändern.

Population:

28 (9 Männer, 19 Frauen) gesunde, relativ inaktive Probanden (kein Krafttraining, Laufen), die hauptsächlich stehende/gehende Arbeit erledigen (mind. 30 h/Woche) und die keine vorherige Erfahrung mit MBT gemacht haben. Ebenfalls sollten sie mind. 6 Monate vor dem Studienbeginn frei von Verletzungen der unteren Extremitäten sein. Probanden mit Operationen an der unteren Extremität, mit Arthritis, Diabetes oder neuromuskulären Problemen wurden ausgeschlossen.

♀:

Alter: 53.3 (SD: 6.9) Jahre, **Grösse:** 162.3 (SD: 6.0) cm, **Gewicht:** 76.0 (SD: 14.3) kg

♂:

Alter: 53.6 (SD: 10.2) Jahre, **Grösse:** 171.7 (SD: 4.5) cm, **Gewicht:** 85.8 (SD: 15.3) kg

Studiendesign: Cohort

Intervention:

Die Probanden wurden kurz vor der ersten Testung über die richtige Anwendung des MBTs instruiert und duften ihn während 5min im Labor tragen, um sich an ihn zu gewöhnen.

Während dem 6-wöchigen Training wurden die Probanden gebeten ein Tagebuch zu führen, in welchem sie notierten wie lange sie täglich mit dem MBT standen und gingen. Zudem mussten sie täglich mit einer Skala von 1-5 das Level des Unwohlseins oder der Schmerzen beim Tragen des MBT notieren.

Die Probanden wurden gebeten die Tragzeit des MBT während der 6 Wochen den MBT zuerst 1h zu tragen und das dann ständig zu erhöhen, um am Ende der ersten Woche den MBT den ganzen Tag tragen zu können.

Test:

Gang: kinematische und kinetische 3D-Analyse der unteren Extremitäten.

Für jede Testkondition wurden je 5 erfolgreiche Gangspuren in einem Tempo von 5 +/- 0.5 km/h verwendet.

Stand: EMG Analyse der ausgewählten Muskeln. (FDL, EDL, EHL, FHL, TP, TA, PL, PB, SOL, Gastro).

Schwankung des COP, bipodal auf einer Kraftplatte (30 sec, wobei die mittleren 15 sec für die Auswertung verwendet wurden).

Statisches Gleichgewicht: Einbeinstand (linkes Bein) barfuss auf einer Kraftmessplatte, Augen geschlossen, Hände auf der Hüfte. Ein Probeversuch war erlaubt.

Dynamisches Gleichgewicht: Einbeinstand (linkes Bein) Barfuss auf einer Airex Matte, Augen geöffnet, Hände auf der Hüfte (Airex Matte war auf Kraftmessplatte positioniert). Ein Probeversuch war erlaubt.

Statisches und dynamisches Gleichgewicht: Wurde maximal 180 sec. getestet. Die Zeit wurde vorher gestoppt, wenn der rechte Fuss die Kraftmessplatte berührte oder der linke Fuss die Startposition verliess oder eine Hand das Becken verliess.

Alle Probanden wurden 2 mal getestet, mit einem Testabstand von 6 Wochen.

Alle Tests wurden am linken Bein, unter 3 verschiedenen Testkonditionen (Barfuss, Stabiler Kontroll-Schuh, MBT-Schuh) durchgeführt.

Zusätzlich wurden 2 Barfuss-Tests (Einbeinstand) durchgeführt.

Vor der ersten Testung durften die Probanden den Schuh 5min tragen, um sich an ihn zu gewöhnen.

Die Reihenfolge der 3 Testkonditionen wurden randomisiert gewählt.

Die Probanden mussten 2 mal ein MRI des linken Beins machen lassen.

Material:

Schuhwerk: Kontrollschuh: Schuh, den die Probanden auch während der Arbeit benutzen (normalerweise war das ein relativ steifer Geh-, Lauf- oder Halbschuh) und ein MBT-Schuh

Datensammlung: Die Gehgeschwindigkeit wurde mit einer Multi-beam Series der Banner Engineering Corp. in Minneapolis MN USA durchgeführt.

Die kinetischen und kinematischen 3D-Ganganalysen wurden mit Hilfe von 13 reflektierenden Markern (Grösse 20mm im Durchmesser mit einem reflektierenden Tape zugedeckt) durchgeführt.

Die Ganganalyse erfolgte auf einem 30m Walkway mit einer Kraftmessplatte in der Mitte der Gangstrecke (Kistler Instrumente AG, Winterthur, Switzerland) Die Kraftmessplatte sammelt Daten mit einer durchschnittlichen Rate von 2400Hz während die kinematischen Daten durch 8 motion capture cameras gesammelt wurde (motion analysis corporation, santa rosa, CA, USA). EVa Real-Time Software (EVaRT, Motion analysis corporation, santa rosa CA, USA) wurde gebraucht um die Bewegungen in normaler Zeit zu sammeln und nach der Durchführung track the marker data.

Resultate:

Balance: dynamische Verbesserung 1. I 7.28 (SD 6.52) 2. I 10.17 (SD 14.05) und statische Verbesserung 1. I 5.41 (SD 6.36) 2. I 6.94 (SD 8.79) aber nicht signifikant; COP: MBT Schwankungen grösser beim 1. und 2. Test gegenüber Barfuss oder Kontrollschuh, 1. vs 2. Intervention werden die Schwankungen mit MBT kleiner, aber nicht signifikant

Resultate:

Gleichgewicht: für beide Gleichgewichts-Test (stat. und dyn) verbesserte sich die Balance-Zeit, jedoch nicht signifikant zw. den beiden Testtagen.

COP: COP Schwankung MBT vs Barfuss/Kontroll signifikant höher bei beiden Testtagen. Kein signifikant Unterschied zw. Barfuss und Kontrollschuh. COP Schwankung mit MBT bei der 2. Testung signifikant kleiner.

EMG: Erhöhung der EMG-Intensität für alle 4 Muskelgruppen mit dem MBT, nicht alle Erhöhungen signifikant. Kein Unterschied MBT 1. und 2. Testung.

EMG FDL: MBT vs. Kontroll-Schuh/Barfuss signifikant erhöhte, durchschnittliche Intensitätshöhe mit MBT.
Kontroll-Schuh vs. Barfuss keine signifikanten Effekte

EMG SOL: MBT vs. Kontroll-Schuh keine signifikanten Ergebnisse
MBT vs. Barfuss erhöhte, durchschnittliche Intensitätshöhe mit MBT

Barfuss vs. Kontroll-Schuh erhöhte, durchschnittliche Intensitätshöhe mit Kontroll-Schuh

EMG AC: MBT vs. Kontroll-Schuh/Barfuss signifikant erhöhte, durchschnittliche Intensitätshöhe mit MBT Kontroll-Schuh vs. Barfuss keine signifikanten Effekte

EMG PR: keine signifikanten Unterschiede zwischen den 3 Testkonditionen beim ersten Test; Erhöhung der EMG Intensität für MBT vs. Kontroll-Schuh beim 2. Test

Kinematik:**Fuss**

MBT vs. Kontroll-Schuh: grössere DExt während der ersten Standbeinphasenhälfte mit MBT bei beiden Tests.

Kontroll-Schuh mehr DExt während 2. Standbeinphasenhälfte beim 2. Test. Grössere FussABD erste Standbeinphasenhälfte für Kontroll-Schuh bei beiden Tests. Grössere FussADD 2. Standbeinphasenhälfte für Kontroll-Schuh beim 2. Test. Eversion grösser mit MBT in der ersten Standbeinphasenhälfte beim 1. Test. Inversion grösser mit MBT für 2. Standbeinphasenhälfte bei beiden Tests.

MBT vs. Barfuss (beide Tests): Mehr DExt während der ganzen Standbeinphase mit MBT. Grössere Inversion Barfuss während der ganzen Standbeinphase.

Knie

statistisch. signifikante Unterschiede nur beim 2. Test.

MBT 1. vs. 2. Test

Fuss: grössere Inversion, kleinere DExt für 2. Hälfte Standbeinphase für 2. Test (nur 1°)

Knie: grössere Ext (4.5° zu 6°) beim 2. Test während der gesamten Standbeinphase. Grössere AR und ADD beim 2. Test (ca 1°)

Hüfte: kleinere Ext (-4°) beim 2. Test

Kinetik:

- Fuss: MBT vs. Kontroll-Schuh grösseres DExt-Impuls-Moment für MBT in der 1. Standbeinphasenhälfte. Grösseres Eversions-Impuls-Moment mit MBT in der 1. Standbeinphasenhälfte. Grösseres ADD-Impuls-Moment mit MBT in der 2. Standbeinphasenhälfte.
- Knie: MBT vs. Kontroll-Schuh kleineres Flex-Impuls-Moment mit MBT in der 2. Standbeinphasenhälfte bei beiden Test. Kleineres Ext-Impuls-Moment mit MBT in der 1. Standbeinphasenhälfte beim 2. Test. AR und ADD-Impuls-Moment kleiner Unterschied zw. den beiden Schuhtypen, etwas grösser mit MBT.
- Hüfte: Unterschiede nur beim 2. Test. etwas kleineres IR-Impuls-Moment mit MBT in der 1. Standbeinphasenhälfte. etwas kleineres AR-Impuls-Moment mit MBT in der 2. Standbeinphasenhälfte.

MBT vs. Barfuss: nur Unterschiede im Fuss, einziger Unterschied in Hüfte: ADD-Impuls-Moment grösser mit MBT

MBT 1. vs. 2. Test:

- Fuss: grösseres PFlex-Impuls-Moment in der 1. Standbeinphasenhälfte beim 1. Test. Grösseres ADD-Impuls-Moment während der gesamten Standbeinphase im 2. Test.
- Knie: grösseres Ext-Impuls-Moment beim 1. Test. grösseres Flex-Impuls-Moment beim 2. Test
- Hüfte: grösseres IR-Impuls-Moment beim ersten Test. grösseres AR-Impuls-Moment beim 2. Test

Diskussion:

- H1: Wird aufgezeigt durch die grössere COP-Schwankung und die erhöhte Muskelaktivität, vor allem der kleinen Muskeln, welche das Fussgelenk kreuzen.
- H2: Mit MBT vs. Kontroll-Schuh/Barfuss: Muskelaktivität FDL und AC mit MBT sign. grösser bei beiden Tests. PR grössere Muskelaktivität mit MBT beim 2. Test. SOL keine sign. Unterschiede bei beiden Tests. Die kleinen Muskeln scheinen schneller und effektiver reagieren zu können als die Grossen. Dadurch verkleinert sich auch die Gelenkskraft. Dies bestätigt die Resultate von Nigg 2006.
Test 1 vs Test 2: keine sig. Unterschiede für die Muskelaktivität. Sign. Unterschied für COP-Schwankung.. Es ist möglich, dass die erhöhte Aktivität der kleinen Muskeln mit dem MBT die Muskelkraft und das Timing verbessert und dadurch die Stabilität erhöht.
- H3: Es war überraschend, dass während die COP-Schwankung abnahm, die stat. und dyn. Test keine statistisch signifikante Unterschiede zeigten. Dies widerlegt H3.
- H4: Wie schon in anderen Studien gefunden wurde, ist der Hauptunterschied der Kinetik im Fussgelenk zu finden. Der MBT resultiert primär in eine erhöhte DExt Fussposition während der 1. -Standbeinphasenhälfte bei beiden Tests. Der MBT zeigte auch Unterschiede in Inversion-Eversion, ADD-ABD, mit der Tendenz den Fuss während der ersten Standbeinphasenhälfte mehr zu pronieren. Die Unterschiede in Knie und Hüfte sind klinisch irrelevant, da die Unterschiede nur 1-2° betragen.
- H5: Widerlegt. Das Tragen von MBT resultiert nicht in einer sign. Erhöhung der Gelenksbelastung. Es sind nur leichte Trends sichtbar. Für diese Hypothese braucht es noch weitere Studien. Der Zusammenhang zwischen Gelenksbelastung und Schmerzen sind noch zu unklar. Es muss gezeigt werden, weshalb MBT Schmerzen reduzieren kann

Die COP Exkursion ist ein deutliches Indiz für die Instabilität mit MBT (Anstieg der Aktivität in den OSG Muskeln besonders die kleineren Muskeln) Kleinere Muskeln zeigten mehr Aktivität mit MBT, während grössere Muskeln die gleiche Arbeit leisten wie mit den Kontroll-Schuhen. Die Kleinen können schneller auf Adaptationen reagieren als die Grossen. Die Stabilität wurde mit dem Tragen des MBT grösser. Dies ist aber bei anderen instabilen Trainingsgeräten (wobble board etc) auch der Fall. Was überraschend ist, war der nicht vorhandene Anstieg der Balancierzeit. Die Hauptveränderungen in der Kinematik konnten im OSG beobachtet werden.

Schlussfolgerung:

Stand:

Die kleinen Muskeln, näher an der Gelenksachse haben mit dem MBT gegenüber dem Kontroll-Schuh eine erhöhte Aktivität. Der M. soleus zeigt keinen Unterschied zw. den beiden Schuhtypen. Diese Resultate unterstreichen das Konzept, dass der MBT die Muskeln, welche sich anatomisch näher an der Gelenksachse befinden kräftigen und potenziell die Gelenkskräfte reduzieren, wie es Nigg et al. (2006) schon fanden. Die Probanden verbesserten ihre Stabilität während der 6-wöchigen MBT Testphase, indiziert durch die kleinere COP Schwankung beim 2. Test.

Gang:

Der MBT zeigte für die Kinematik und Kinetik bei beiden Tests primär Unterschiede im Fussgelenk. Der MBT zwangte die Probanden mehr in Richtung Mittelfuss aufzufusseln, was eine grössere DExt in der ersten Standbeinphasenhälfte zur Folge hatte. Das MBT Sohlen-Design führte auch zu einer grösseren Pronation oder Eversion während der frühen Standbeinphase. Die kinematischen Unterschiede in Hüfte und Knie waren im Ausmass viel kleiner und haben eine kleine klinische Relevanz. Kleine kinetische Unterschiede zwischen den beiden Schuhtypen wurden identifiziert, doch es braucht noch weitere Untersuchungen, um die zusammenhängende Relevanz zwischen Gelenksbelastung und Schmerzen zu ermitteln.

Landry, S. C., B. M. Nigg, und K. E. Tecante. 2008. „Activity of selected muscles crossing the ankle joint complex and lower limb gait characteristics using an unstable shoe.“ *unpublished*.

*Zusammenfassung: The Effects of Masai Barefoot Technology Footwear on Posture:
An experimental designed study*

New, P., und J. Pearce. 2007. „The effects of Masai Barefoot Technology footwear on posture: an experimental designed study.“ *Physiotherapy Research International* 12(4):202.

Ziel:

Anatomische Veränderungen in der Körperhaltung in der Sagittalebene beurteilen, welche durch den MBT während dem Stehen und dem Gehen entstehen.

Population:

12 freiwillige Probanden (6 Männer, 6 Frauen), seit mind. 6 Monaten frei von muskuloskelettalen Verletzungen und keine Erfahrung mit MBT.

Alter: 18-40

Studiendesign: experimental designed study

Intervention: Keine

Test:

2-dimensionale Bewegungsanalyse: Gehstrecke von 15m, in eigenem Tempo (3X)

Zuerst Bild des stillen Stehens und dann Film während dem Gehen (Panasonic F1 5HS Videokamera).

Die Probanden wurden über die richtige Benützung des Schuhs informiert und konnten ihn 10min lang testen.

Material:

Schuhwerk: MBT Schuh und eigener Trainingsschuh

Datensammlung;-analyse: Peak Performance Version 8.5 from Vicon Peak, oxford, UK, Panasonic F1 5HS video camera, Panasonic AG7350 video recorder, Peak Motus via a Canopus ADVC 1395 video card, SPSS version 12.0.0.,

Resultate:

Stand:

- Signifikant Erhöhte Pflex im Sprunggelenk (mit MBT (P=0.025))

Gang-heel strike-Phase:

- Verminderte forward lean des Rumpfes (mit MBT(P = 0.007))

- Verminderte anteriore Neigung des Beckens (mit MBT(P = 0.003))

- Verminderte Hüftflex (mit MBT(P=0.003))

- Erhöhte Knieflex (mit MBT (P=0.048))

Gang-Toe off phase:

- Signifikante Verminderung der anterioren Hüftneigung (mit MBT (P=0.035))

Gang-Mid Stance phase:

- Keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Schuhen.

Diskussion:

Stand: Signifikant erhöhte Pflex im Sprunggelenk mit MBT. Ein Trend in Richtung einer Reduktion der Hüftflexion und anteriorer Beckenkipfung wurde mit dem MBT beobachtet.

Beim Gehen mit MBT wurde eine Verminderung der anterioren Neigung des Beckens beobachtet, was sich positiv auf lower back syndromes auswirken kann, jedoch braucht es weitere Forschungen. Weiter werden die restlichen Resultat noch einmal wiederholt.

Gang: Die meisten anatomischen Veränderungen der Haltung wurden im heel strike wahrgenommen. Es gibt eine biomechanische Beziehung zwischen Gangzyklus und lumbalen Stress.

MBT zeigt eine Reduktion in der anterioren Beckenkipfung beim heel strike.

Der MBT reduziert den Umfang der Rumpfflex, was die Probanden veranlasst in einer aufrechteren Position zu stehen.

Die Reduktion der Hüftflex im heel strike mit MBT wird auf die reduzierte Schrittlänge und der langsameren Kadenz zugesprochen. Ein langsamerer Gang verändert das Gelenksbelastungs-Muster so, dass die Gelenke sicher mit den grossen Kräften der Schwerkraft zurecht kommen können.

Der MBT zeigt eine kleine aber statistisch signifikative Erhöhung der Knieflex, welche mit der erhöhten Ischios-Aktivierung zusammenhängen könnte, welche die das Bein während dem heel strike kontrolliert und die Hyperextension im Knie verhindert.

In dieser Studie zeigt der MBT ein ideales anatomisches Alignment beim heel strike und toe off. Es ist jedoch nicht möglich eine klinische Relevanz aus diesen Veränderungen zu ziehen.

Ein interessanter Unterschied zwischen dieser Studie und den anderen publizierten Studien war, dass die Probanden weder eine Instruktion zur Benutzung des Schuhs, noch eine Trainingsperiode erhielten.

Schlussfolgerung:

Diese Studie hat gezeigt, dass das Tragen von MBT die Statik im Stand und Gang verändern kann. Jedoch sind weitere Studien nötig um genauere Angaben zu der Veränderung zu geben.

Nigg, B. M., R. Ferber, und T. Gormley. 2004. „Effect of an unstable shoe construction on lower extremity gait characteristics.“ *unpublished*.

Ziel;

Die Kinematik, Kinetik, Muskelaktivität, Soft tissue vibration und den Sauerstoff-Verbrauch zwischen dem MBT und einen Kontrollschuh während Stand und Gang bei gesunden Probanden vergleichen.

Population:

8 freiwillige Probanden (5 Männer, 3 Frauen)

Alter: 28.0 (SD: 3.6) Jahre, **Gewicht:** 70.1 (SD: 7.5) kg, **Grösse:** 169.5 (SD: 6.4) cm

Keine Schmerzen und Verletzungen der unteren Extremitäten, für mindestens 6 Monate vor der Testung. Keine vorherige Benützung von instabilen Schuhen.

Studiendesign: Cohort

Intervention: Die Probanden wurden durch einen MBT-Instruktor über die richtige Gehweise mit dem MBT informiert.

Die Probanden wurden gebeten den MBT Schuh während 2 Wochen so oft wie möglich zu tragen. Die durchschnittliche, täglich Tragzeit betrug dabei 9.5h (SD 2.1)

Test:

Stilles Stehen: 3 Versuche von je 30 sek. Stilles bipodales Stehen auf einer Kraftmessplatte, um die antero-posterior und medial-laterale Schwankungen des COP und die dazugehörige EMG Aktivität zu definieren.

Gang: 10 Versuche, zuerst mit dem Kontrollschuh, dann mit dem MBT (beim ersten Testtag) Umgekehrt beim 2. Testtag. Die Ganggeschwindigkeit wird mit 5.0 +/- 0.5 km/h vorgegeben. Dabei wurde die Daten für Kinematik, Kinetik, EMG, soft tissue vibration und Sauerstoffverbrauch gesammelt.

Die Probanden wurden nach der zweiwöchigen Trainingszeit wieder getestet.

Zuerst wurde das Stillstehen, danach das Gehen im MBT und zu letzt das Gehen im normalen Schuh getestet.

Material:

Schuhe: MBT Schuh (650g) und Adidas SuperNova Laufschuh (358g)

Kinematik: 8-Highspeed Video Kamera System (Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, CA, USA) bei 24 Hz. 3 dimensionale Marker Spuren wurden mit Hilfe eines Expert Vision Three-Dimensional Analysis System Software (Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, CA, USA) wiedergegeben.

Kinetik: wurde mit einer Kraftmessplatte (Kistler, Winterthur, CH) gemessen, welche sich in der Mitte des "Laufsteges" befand. 2400 Hz.

Kinematische und kinetische Daten wurden mit einem zero-lag quadratic low-pass Butterworth Filter mit einem cut-off Frequenz von 12 bzw. 50 Hz gefiltert.

EMG: bipolare oberflächen Elektroden (Ag/AgCl: Biovisio, Wehrheim, D), 10mm Durchmesser und interelektroden Abstand von 22mm. 2400 Hz.

Soft tissue vibration: wurde auf dem Muskelbauch gemessen. Auf der Haut montierte axiale Accelometr (EGAX accelerometer, nominal frequency response 0-600 Hz)

O2-Verbrauch: Auf Laufband, 5km/h. 5-10min Warmup, 4 5minütige (Truemax 2400 computerized metabolic system (ParvoMedics, Salt Lake City, UT, Canada)). Herzfrequenz (Polar S610i monitor (Polar USA, Lake Success, NY, USA), 30 Sek-Intervalle.

Resultate:

COP im Stand: signifikant grössere Schwankungen mit dem MBT. Der Vergleich zwischen 1. und 2. Test zeigte keine signifikanten Veränderungen.

EMG im Stand: M. tibialis anterior und M. gluteus medius grössere EMG-Intensität mit MBT. Vergleich 1. und 2. Untersuchung alle untersuchten Muskeln zeigten einen Anstieg der EMG-Aktivität im Vergleich zum Kontroll-Schuh.

Kinematik: Fussgelenk ist mit dem MBT in der ersten Hälfte der Standbeinphase signifikant mehr dorsalflektiert. Keine anderen signifikanten Veränderungen in den unteren Extremitäten.

Kinetik: Keine signifikanten Unterschieden zwischen den beiden Test-Konditionen.

EMG im Gang: M. tibialis anterior reduzierte EMG-Intensität prior to und after to heel strike mit MBT. M. biceps femoris reduzierte EMG-Intensität prior to heel strike. Test 1 vs. Test 2 M. biceps femoris signifikant reduzierte EMG-Intensität prior to heel strike mit MBT.

Soft tissue vibration: kleine und nicht signifikante Veränderungen.

Sauerstoffverbrauch: mit MBT 2.5% höher. Unterschied vor allem aufgrund der höheren Schuhmasse

Diskussion:

Es ist interessant zu sehen, dass sich die Muskelaktivität zwischen den 2 Messungen verändert hat. Bei der zweiten Testung nahm die Aktivität der Hüftmuskeln ab, die des Fussgelenkes zu. Es wird also praktisch nur noch die Fussstrategie zum ausbalancieren benutzt. Dies zeigt auf, dass der MBT für Stabilitätstraining eingesetzt werden kann.

Das Modell des bevorzugten Bewegungsverlaufes für eine gegebenen Bewegungsaufgabe verbindet die Idee, dass sich Gelenkbewegungen und/oder Muskelaktivitäten verändern, um den bevorzugten Bewegungsverlauf beizubehalten.

Basierend auf die Resultate der Studie kann gesagt werden, dass der MBT für das Knie und die Hüfte einen Bewegungsverlauf produziert, welcher näher an den bevorzugten Bewegungsverlauf ist, als mit dem Kontrollschuh. Dies kann nicht für das Fussgelenk gesagt werden.

Muskeln stimmen sich ab, um Vibrationen der Weichgewebe zu minimalisieren. Es gab einige signifikante Muskelabstimmungen. Das Gehen mit dem MBT zeigt einen, um 2.5%, erhöhten Sauerstoffverbrauch, ohne erhöhte Herzfrequenz. Diese kleine Veränderung ist wohl beim Gewichtsunterschied der Schuhtypen zu suchen.

Schlussfolgerung:

Der MBT verursacht Veränderungen in der Kinematik, Kinetik und im EMG, welche vorteilhaft für den Gang scheinen. Weitere Studien sollten dies versuchen zu beweisen in Bezug auf folgende Aspekte: Stärkung der Muskelkraft, Erhöhung der Stabilität während des Gangs, Schmerzreduktion im arthrotischen Knie und Unfallprävention für Sportler auf hohem Niveau.

Nigg, B. M., S. Hintzen, und R. Ferber. 2006. „Effect of an unstable shoe construction on lower extremity gait characteristics.“ *Clinical Biomechanics* 21(1): 82-88

Ziel:

- H1: **COP:** Im Stand hat der instabile Schuh grössere anterior-posterior und medio-laterale Schwankungen im Kraftzentrum als der stabile Schuh.
- H2: **Kinematik:** Im Gang gibt es Unterschiede in den kinematischen Daten für das Sprunggelenk, nicht aber für das Knie- und Hüftgelenk.
- H3: **Kinetik/Drehmomente:** Im Gang gibt es Unterschiede in den Drehmomenten im Sprunggelenk zwischen instabilem und stabilem Schuh.
- H4: **Kinetik/Drehmomente:** Im Gang gibt es keine Unterschiede in den Knie- und Hüftgelenks-Drehmomenten zwischen instabilem und stabilem Schuh.
- H5: **EMG-Aktivität:** Im Stand ist die EMG-Intenität mit dem MBT höher als mit dem Stablen.
- H6: **EMG-Aktivität:** Im Gang ist die EMG-Intensität mit dem instabilen Schuh tiefer als mit dem Stablen.

Population:

8 freiwillige Probanden (5 Männer, 3 Frauen)

Alter: 28.0 (SD: 3.6) Jahre, **Gewicht:** 70.1 (SD: 7.5) kg, **Grösse:** 169.5 (SD: 6.4) cm

Keine Schmerzen der unteren Extremitäten, für mindestens 6 Monate vor der Testung, frei von Verletzungen, keine vorherige Benützung von instabilen Schuhen.

Studiendesign: Cohort

Intervention: Die Probanden wurden durch einen MBT-Instruktor über die richtige Gehmethode mit dem MBT informiert. Danach liefen die Probanden im Labor 5-10min mit dem MBT, bis der Instruktor bei jedem das Gefühl hatte, dass die Probanden die richtige Lauftechnik hatten und sich beim Gehen mit dem MBT wohl fühlten.

Die Probanden wurden gebeten den MBT Schuh während 2 Wochen so oft wie möglich zu tragen. Die durchschnittliche tägliche Tragzeit betrug dabei 9.5h (SD 2.1).

Test:

Stilles Stehen: 3 Versuche an je 10 Sekunden. Stilles bipodales Stehen auf einer Kraftmessplatte, um die antero-posterior und medio-laterale Schwankungen des COP und die dazugehörige EMG Aktivität zu definieren.

Gang: 10 Versuche, zuerst mit dem MBT, dann mit dem Kontrollschuh. Die Ganggeschwindigkeit wird mit 5.0 +/- 0.5 km/h vorgegeben. Dabei wurde die Daten für Kinematik, Kinetik und Kinematik für die unteren Extremitäten gesammelt.

Die Probanden wurden 2 Wochen nach einer Anklimateisierungsperiode für das Tragen des MBTs getestet.

Zuerst wurde das Stillstehen, danach das Gehen im MBT und zu letzt das Gehen im normalen Schuh getestet.

Material:

Schuhe: MBT Schuh (650g) und Adidas SuperNova Laufschuh (358g)

Kinematik: 8-Highspeed Video Kamera System (Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, CA, USA) bei 24 Hz. 3 dimensionale Marker Spuren wurden mit Hilfe eines Expert Vision Three-Dimensional Analysis System Software (Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, CA, USA) wiedergegeben.

Kinetik: wurde mit einer Kraftmessplatte (Kistler, Winterthur, CH) gemessen, welche sich in der Mitte des "Laufsteiges" befand. 2400 Hz

Kinematische und kinetische Daten wurden mit einem zero-lag quadratic low-pass Butterworth Filter mit einem cut-off Frequenz von 12 bzw. 50 Hz gefiltert.

EMG: bipolare oberflächen Elektroden (Ag/AgCl: Biovisio, Wehrheim, D), 10mm Durchmesser und interelektroden Abstand von 22mm. 2400 Hz. 5 Elektroden wurden oberflächlich auf dem tibialis anterior, med. Gastrocnemius, biceps femoris, vastus medialis und gluteus med eines Beins platziert.

Resultate:

COP im Stand: signifikant grössere Schwankungen mit dem MBT vs. Kontroll-Schuh. A/P 27.25mm (9.13) vs 17.88mm (SD: 5.82); M/L 11.91mm (SD: 5.39) vs. 5.82mm (SD: 2.39)

EMG im Stand: alle 5 gemessenen Muskeln zeigten mit dem MBT eine erhöhte Aktivität (in %). Tibialis ant. 70% (SD: 85%) signifikant; Gastrocnemius 38% (SD: 41%); Vastus medialis 37% (SD: 46%); Biceps femoris 11% (SD: 69%); Gluteus medius 38% (SD: 78%). Die durchschnittliche Steigerung ist mit 38% nicht signifikant.

Kinematik: Fussgelenk ist mit dem MBT in der ersten Hälfte der Standbeinphase signifikant mehr dorsalflektiert. Keine anderen signifikanten Veränderungen in den unt. Extremitäten.

Kinetik: Keine signifikanten Unterschieden zwischen den beiden Test-Konditionen.

EMG im Gang: Einige Muskeln zeigen eine Trend: Reduktion der Aktivität des TA um 26% (SD: 24%), des Biceps fem um 55% (SD: 60%), eine erhöhte Aktivität des Gastrocnemius um 52% (SD: 82%), des Vastus medialis um 4% (SD: 13%) und des Gluteus med um 16% (SD: 25%) im normalen Schuh vs. MBT.

Diskussion:

H1 konnte bewiesen werden. Es lässt sich spekulieren, dass MBT ein effektives Trainingsgerät für Muskelkraft, Stabilität und Propriozeption sein könnte.

H2 konnte für die erste Standbeinphasenhälfte bewiesen werden. Plantar-Dorsiflexions-Bewegung war unterschiedlich für die erste Standbeinphasenhälfte. However the changes in kinematics were around the neutral axis and consequently no increased joint loading for the mbt shoe should result from this kinematic change.

H3 kann nicht bewiesen werden. Die resultierenden Gelenkmomente und Gelenksimpulse sind eine Indikation für das Gelenksloading. alle neun Gelenksimpulse zeigten keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Schuhkonditionen.

H4 konnte bewiesen werden.

H5 konnte ebenfalls knapp bewiesen werden. Nur M. tibialis anterior zeigte signifikante Ergebnisse.

H6 konnte nicht wirklich bewiesen werden. M. gastrocnemius steigerte seine Aktivität, die andern zeigten alle eine Abnahme der Aktivität, jedoch alle nicht signifikant.

Schlussfolgerung:

Der MBT verursacht Veränderungen in der Kinematik, Kinetik und im EMG, welche vorteilhaft für den Gang scheinen. Weitere Studien sollten dies versuchen zu beweisen in Bezug auf folgende Aspekte: Stärkung der Muskelkraft, Erhöhung der Stabilität während des Gangs, Schmerzreduktion im arthrotischen Knie und Unfallprävention für Sportler auf hohem Niveau.

Romkes, J., C. Rudmann, und R. Brunner. 2006. „Changes in gait and EMG when walking with the Masai Barefoot Technique.“ *Clinical Biomechanics* 21(1): 75-81.

Ziel:

Der Zweck der Studie ist, nachzuforschen, wie MBT das Gangmuster und die Muskelaktivierung verändern kann.

Population:

12 gesunde freiwillige Probanden (6 Männer, 6 Frauen)

Alter: 38.6 (SD: 13.2) Jahre, **Grösse:** 173.3 (SD: 6.3) cm, **Gewicht:** 77.4 (SD: 12.3) kg.

Studiendesign: Cohort

Intervention:

Die Probanden bekamen eine einstündige Instruktion von einem MBT-Trainer und Physiotherapeut. Anschliessend trugen sie die Schuhe während 4 Wochen. Am Testtag waren alle Probanden fähig den MBT einen ganzen Tag zu tragen.

Nach 4 Wochen wurde jeder Proband noch einmal korrigiert um anschliessend die Test zu absolvieren.

Die Probanden wurden gebeten ihre eigenen Strassenschuhe mitzubringen, welche sie normalerweise während dem Tag trugen (Ausschlusskriterien: offene Schuhe oder Absatz grösser als 3cm)

Test:

3D-Ganganalyse und Muskelaktivität der unteren Extremitäten bei 3 verschiedenen Konditionen: Barfuss gehen, gehen mit dem individuellen Schuh und gehen mit dem MBT-Schuh.

Die Gehgeschwindigkeit wurde von den Probanden selbst gewählt.

Der Test wurde für jede Kondition so lange durchgeführt, bis ein Minimum von 6 Versuchen mit klaren Daten erreicht wurde.

Verglichen wurden die Daten des Gehen mit MBT mit den Daten des Gehen mit normalen Schuhen.

Material:

Schuhwerk: individueller Alltagsschuh und MBT-Schuh

3D-Ganganalyse: six-camera, 50Hz movement analysis system (VICON 370, Oxford Metrics Ltd., UK)

EMG: Bipolar Ag/AgCl surface electrode pairs with an electrode diameter of 10mm and an inter-electrode spacing of 22mm. Zebris system (Zebris, Tübingen, Germany; amplifiers of Biovision, Wehrheim, Germany). MATLAB software package (The MathWorks Inc., Natick, USA)

Gelenkmobilität: Daten wurden im Prozentsatz des Gangartzyklus, durch Benützung der Polygon Software (Oxford Metrics Ltd., UK), ausgedrückt.

Resultate:

Zeit-Distanzparameter: Kadenz ($P=0.044$), Schrittlänge (stride length ($P=0.008$); step length ($P=0.029$)) sowie die Gehgeschwindigkeit ($P=0.006$) sind beim MBT signifikant verringert (verglichen mit normalen Schuhen).

Schrittzeit ($P=0.036$) und Einbeinstand ($P=0.001$) sind beim MBT signifikant gestiegen (verglichen mit normalen Schuhen).

Kinematik: Keine signifikanten Unterschiede in der Kinematik in der frontalen und transversalen Ebene.

Sagittal-Ebene: Verminderte ROM der Hüfte (48.2° vs 43.0°) und des Knies (64.6° vs 57.3°). Erhöhte Dorsalflexion (von 2.9°) des Sprunggelenkes im Initial contact (Plantarflexion bleibt gleich). Verminderte Dorsalflexion (11.6° vs 5.6°) des Sprunggelenkes im Terminal stance.

EMG:

M. tibialis anterior: verminderte Aktivität im Initial contact und loading response. Erhöhte Aktivität in der gesamten Schwungphase.

M. gastrocnemius medialis und lateralis: erhöhte Aktivität von der swing phase bis zur mistance.

M. vastus medialis und lateralis: Erhöhte Aktivität von der mid-stance phase bis toe-off.

M. rectus femoris: erhöhte Aktivität in der mid-stance phase. verminderte Aktivität in der stance-to-swing transition periode.

M. semitendinous: keine Unterschiede

Diskussion:

Die meisten Veränderungen wurden im Sprunggelenk (IC) gemessen (Dflex nahm zu bei gleichbleibender Pflex). Dies hat zur Folge, dass die Aktivität des *M. tibialis ant.* und *M. gastrocnemius* verändert wurde.

Kleine Veränderungen in den BWG und der Muskelaktivität der Hüfte und des Knies wurde erkannt.

Beim Gehen mit MBT liefen die Probanden signifikant langsamer aufgrund einer verminderten Schrittlänge und Kadenz.

Das Gehen mit MBT verändert den Gang und die Muskleaktivität:

Verfrühte Aktivierung des M. gastrocnemius in der Terminal Swing Phase. M. gastrocnemius bleibt aktiv bis zur toe-off phase. Durch die Aktivierung des M. gastrocnemius (Ende der Schwungphase und frühen Standphase) wird automatisch der M. tibialis ant aktiviert, was zu einer Ko-Kontraktion führt. Diese Ko-Kontraktion stabilisiert das Sprunggelenk. Der Fersenabsatz macht den Schuh instabil, die Kokontraktion kompensiert jedoch diese Instabilität. Die erhöhte Aktivität des M. tibialis ant in der Schwungphase entsteht durch eine erhöhte Dflex. Aktivität des M. vastus medialis und lateralis ist erhöht während Standphase. In der Standphase ist die Knieflex erhöht, in der mid-stance phase ist die Knieext vermindert. Erhöhte Aktivität des M. rectus femoris in der stance phase.

Schlussfolgerung:

Diese Studie zeigt eine Veränderung des Gangmusters beim Gehen mit MBT, verglichen mit Gehen mit einem normalen Schuh. Es wurde gezeigt, dass mit Veränderung der Kinematik am Fussgelenk, die Muskelaktivität des M. gastrocnemius und M. tibialis anterior gesteigert wird und dass die Ko-Kontraktion dieser beiden Muskeln für Stabilität sorgen könnte. MBT könnte diesbezüglich als Trainingsmethode für die Kräftigung der Beinmuskeln benutzt werden. MBT sollte vorsichtig bei Patienten mit Knieproblemen angewendet werden, da die Probanden mit ein wenig mehr Knieflexion während der Standphase, gekoppelt mit einer verringerten Muskelaktivität des M. vastus med. und lat. liefen. Die Aktivität des M. rectus femoris war während der stance-to-swing transition Periode reduziert.

*Zusammenfassung: In-shoe pressure distribution in "unstable" (MBT) shoes and flat-bottomed training shoes:
a comparative study*

Stewart, L., J. N. A. Gibson, und C. E. Thomson. 2007. „In-shoe pressure distribution in "unstable" (MBT) shoes and flat-bottomed training shoes: A comparative study." *Gait & posture* 25(4): 648-651.

Ziel:

Effekte des MBT Schuhs auf die Druckverteilung

Population:

10 gesunde Universitätsstudenten (4 Männer; 6 Frauen)

Alter: 24 (21-29) Jahre, **Schuhgrösse:** 29-47 (UK 5-11)

keine Vorgeschichte bzgl. Fusschmerzen oder –deformitäten

Studiendesign: comparative study

Intervention: Probanden bekamen MBT-Instruktion und Trainingsübungen von MBT-Instruktor.

Test:

Plantare Druckverteilung im Stehen und Gehen (mean und peak pressure) unter den Zehen, dem Vor- und Mittelfuss und der Ferse. Dazu mussten die Probanden eine Gehstrecke pro Schuh je 3x abgehen und nachher während 30sek stillstehen. Die Gehgeschwindigkeit wurde von den Probanden gewählt.

Material:

Schuhwerk: MBT-Schuh und individueller flacher Sportschuh

Datensammlung: PEDAR-x system (Novel Electronics, Germany)

Datenanalyse: SPSS (version 11.5)

Resultate:

Peak pressure: MBT verringert den Spitzendruck während dem Gehen im Vorfuss und Mittelfuss.

MBT verringert den Spitzendruck während dem Stehen im Mittel- und Rückfuss.

Der Spitzendruck unter den Zehen war im Stehen wie auch im Gehen mit dem MBT grösser.

Den grössten Unterschied gibt es während dem Stand: der Spitzendruck unter den Zehen mit MBT ist um 76% grösser und unter dem Mittelfuss um 21%. Unter der Ferse zeigt sich eine Reduktion von 11%.

Mean pressure: MBT verringert den Durchschnittsdruck im Mittel- und Rückfuss im Stehen und Gehen. Der Durchschnittsdruck für die Zehen nahm im Stand extrem zu (83%). Die grösste Abnahme des Druckes ist im Mittelfuss zu finden (-44% im Stand und -15% im Gang).

Die Auflageareale des Gewichtes bei der stehenden Person war mit dem MBT um 11.9% erhöht. Kein Unterschied im Gang.

Der einheitlichste Fund der Studie war die Reduktion des Druckes mit dem MBT während dem Stand

Gewichtsaufgabe: Nahm im Stand um mit MBT 11.9% zu. Kein Unterschied im Gang, und Gang.

Diskussion:

Die Studie zeigt signifikante Unterschiede der Druckverteilung zwischen dem MBT und normalen Schuhen bei gesunden Probanden. Der MBT hat praktisch die umgekehrte Druckverteilung wie ein Rocker-Bottomed Shoe. Die Ergebnisse dieser Studien gleichen den Ergebnissen mit High-heeled shoes.

Es könnte sein, dass die erhöhten Spitzendruckwerte durch die Instabilität verursacht wurden.

Schlussfolgerung:

MBT produziert eine unterschiedliche Druckverteilung gegenüber einem flachen Trainingsschuh. Weitere Tests mit mehr Probanden und verschiedenen Schuhdesigns sind erforderlich. Die Resultate dieser Studie indizieren, dass der MBT-Schuh eine effektive Hilfe wäre um den Mittel- und Rückfuss zu entlasten.

Vernon, T., J. Wheat, und R. Naik. 2004. „Changes in gait characteristics of a normal, healthy population due to an unstable shoe construction.“ *unpublished*.

Ziel: Beeinflussung der Kinematik und Kinetik im normalen Gang

Population: 22 Teilnehmer (11 Männer, 11 Frauen), freiwillig, genaue Daten in der Tabelle (Alter, Grösse, BMI), körperlich aktiv und frei von muskuloskelettalen Verletzungen in der Testzeit.

Studiendesign: Cohort

Intervention: Die Probanden bekamen eine Einleitung zum Gehen mit MBT. Anschliessend wurden Sie gebeten, die Schuhe so oft wie möglich zu Tragen (bis zur Datenkollektion).

Test:

Probanden sollen 16m Länge in ihrer bevorzugten Geschwindigkeit gehen und mit dem Fuss die Kraftmessplatte treffen. 5 gute Versuche wurden mit jedem Fuss und mit beiden Schuhkonditionen gesammelt. Kinematische Daten wurden 5sek lang gemeinsam mit den kinetischen Daten von der Kraftmessplatte gesammelt. Die Geschwindigkeit wurde mit den infrarot Barrieren bei jedem Versuch gemessen. Nach der Datensammlung wurde für jede Kondition ein statischer Kalibrationsversuch durchgeführt. (to allow for correct anatomical reference frame alignment).

Material:

Schuhwerk: MBT Schuh, eigener Trainingsschuh

Kleidung: Enganliegende Hosen und Unterhemd

Kinematik: eight-camera digital motion capture system (Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, CA, USA)

Bodenreaktionskraft: Kraftmessplatte, Kistler Type 9281CA (Kistler Instrumente AG Winterthur, Switzerland)

Resultate:

Kinematik: Kein Unterschied in der Kinematik von Hüfte, Knie und Becken. Signifikante Verminderung der forward lean des Rumpfes, was eine aufrechte Position zur Folge hat ($P < 0.05$). Signifikant grössere Dflexion im Sprunggelenk mit MBT Schuhen ($P < 0.05$). Signifikante Verminderung der PFlexion im Sprunggelenk im IC mit MBT ($P < 0.05$).

Kinetik: Hüft und Sprunggelenk signifikante Verminderung ($P < 0.05$) der Extension und PFlexion. Im Sprunggelenk gab es eine signifikant verminderte DFlexion. Im Knie gibt es eine vermindertes Flexionsmoment (signifikant).

Bodenreaktionskraft: Signifikant erhöhter vertical impact peak ($p < 0.05$). Der transient peak war gleichmässiger beim Tragen von normalen Schuhen. Beim MBT wird eine erhöhte propulsive Kraft in der anterior-posterioren Direktion beobachtet (signifikant).

Diskussion:

Der Initial Contact mit MBT erklärt die Unterschiede der Drehmomente. Der mehr DE-Kontakt und die reduzierte PF im Initial stand. Das Knie übernimmt das signifikant schwächere Flexionsmoment.

Schlussfolgerung:

Diese Studie zeigt, dass das Tragen von MBT Schuhen Einfluss auf einzelne Gangcharakteristiken hat.

ERKLÄRUNG – ANGEPASSTE THOMAS-SKALA

A) SELECTION BIAS

Q1: Are the individuals selected to participate in the study likely to be representative of the target population?

Participants are more likely to be representative of the target population if they are randomly selected from a comprehensive list of individuals in the target population (score very likely). They may not be representative if they are referred from a source (e.g. clinic) in a systematic manner (score somewhat likely) or self-referred (score not likely).

Q2: What percentage of selected individuals agreed to participate?

Refers to the % of subjects in the control and intervention groups that agreed to participate in the study before they were assigned to intervention or control groups.

STRONG: The selected individuals are very likely to be representative of the target population (Q1 is 1) and there is greater than 80% participation (Q2 is 1).

MODERATE: The selected individuals are at least somewhat likely to be representative of the target population (Q1 is 1 or 2); and there is 60 - 79% participation (Q2 is 2). 'Moderate' may also be assigned if Q1 is 1 or 2 and Q2 is 5 (can't tell).

WEAK: The selected individuals are not likely to be representative of the target population (Q1 is 3); or there is less than 60% participation (Q2 is 3) or selection is not described (Q1 is 4); and the level of participation is not described (Q2 is 5).

B) STUDY DESIGN

Q1: Indicate the study design

In this section, raters assess the likelihood of bias due to the allocation process in an experimental study. For observational studies, raters assess the extent that assessments of exposure and outcome are likely to be independent. Generally, the type of design is a good indicator of the extent of bias. In stronger designs, an equivalent control group is present and the allocation process is such that the investigators are unable to predict the sequence.

Randomized Controlled Trial (RCT)

An experimental design where investigators randomly allocate eligible people to an intervention or control group. A rater should describe a study as an RCT if the randomization sequence allows each study participant to have the same chance of receiving each intervention and the investigators could not predict which intervention was next. If the investigators do not describe the allocation process and only use the words 'random' or 'randomly', the study is described as a controlled clinical trial.

Controlled Clinical Trial (CCT)

An experimental study design where the method of allocating study subjects to intervention or control groups is open to individuals responsible for recruiting subjects or providing the intervention. The method of allocation is transparent before assignment, e.g. an open list of random numbers or allocation by date of birth, etc.

Cohort analytic (two group pre and post)

An observational study design where groups are assembled according to whether or not exposure to the intervention has occurred. Exposure to the intervention is not under the control of the investigators. Study groups might be non-equivalent or not comparable on some feature that affects outcome.

Case control study

A retrospective study design where the investigators gather 'cases' of people who already have the outcome of interest and 'controls' who do not. Both groups are then questioned or their records examined about whether they received the intervention exposure of interest.

Cohort (one group pre + post (before and after))

The same group is pretested, given an intervention, and tested immediately after the intervention. The intervention group, by means of the pretest, act as their own control group.

Interrupted time series

A time series consists of multiple observations over time. Observations can be on the same units (e.g. individuals over time) or on different but similar units (e.g. student achievement scores for particular grade and school). Interrupted time series analysis requires knowing the specific point in the series when an intervention occurred.

Q2: Was the study described as randomized?

Score YES, if the authors used words such as random allocation, randomly assigned, and random assignment.

Score NO, if no mention of randomization is made.

Q3: If Yes, was the method of randomization described?

Score YES, if the authors describe any method used to generate a random allocation sequence.

Score NO, if the authors do not describe the allocation method or describe methods of allocation such as alternation, case record numbers, dates of birth, day of the week, and any allocation procedure that is entirely transparent before assignment, such as an open list of random numbers of assignments.

If NO is scored, then the study is a controlled clinical trial.

Q4: If Yes, was the method appropriate

Score YES, if the randomization sequence allowed each study participant to have the same chance of receiving each intervention and the investigators could not predict which intervention was next. Examples of appropriate approaches include assignment of subjects by a central office unaware of subject characteristics, or sequentially numbered, sealed, opaque envelopes.

Score NO, if the randomization sequence is open to the individuals responsible for recruiting and allocating participants or providing the intervention, since those individuals can influence the allocation process, either knowingly or unknowingly.

If NO is scored, then the study is a controlled clinical trial.

STRONG: will be assigned to those articles that described RCTs and CCTs.

MODERATE: will be assigned to those that described a cohort analytic study, a case control study, a cohort design, or an interrupted time series.

WEAK: will be assigned to those that used any other method or did not state the method used.

C) CONFOUNDERS

Q1: Were there important differences between groups prior to the intervention?

By definition, a confounder is a variable that is associated with the intervention or exposure and causally related to the outcome of interest. Even in a robust study design, groups may not be balanced with respect to important variables prior to the intervention. The authors should indicate if confounders were controlled in the design (by stratification or matching) or in the analysis. If the allocation to intervention and control groups is randomized, the authors must report that the groups were balanced at baseline with respect to confounders (either in the text or a table).

STRONG: will be assigned to those articles that controlled for at least 80% of relevant confounders (Q1 is 2); or (Q2 is 1).

MODERATE: will be given to those studies that controlled for 60 – 79% of relevant confounders (Q1 is 1) and (Q2 is 2).

WEAK: will be assigned when less than 60% of relevant confounders were controlled (Q1 is 1) and (Q2 is 3) or control of confounders was not described (Q1 is 3) and (Q2 is 4).

D) BLINDING

Q1: Was (were) the outcome assessor(s) aware of the intervention or exposure status of participants?

Assessors should be described as blinded to which participants were in the control and intervention groups. The purpose of blinding the outcome assessors (who might also be the care providers) is to protect against detection bias.

Q2: Were the study participants aware of the research question?

Study participants should not be aware of (i.e. blinded to) the research question. The purpose of blinding the participants is to protect against reporting bias.

STRONG: The outcome assessor is not aware of the intervention status of participants (Q1 is 2); and the study participants are not aware of the research question (Q2 is 2).

MODERATE: The outcome assessor is not aware of the intervention status of participants (Q1 is 2); or the study participants are not aware of the research question (Q2 is 2); or blinding is not described (Q1 is 3 and Q2 is 3).

WEAK: The outcome assessor is aware of the intervention status of participants (Q1 is 1); and the study participants are aware of the research question (Q2 is 1).

E) WITHDRAWALS AND DROP-OUTS

Q1: Were withdrawals and drop-outs reported in terms of numbers and/or reasons per group?

Score YES if the authors describe BOTH the numbers and reasons for withdrawals and drop-outs.

Score NO if either the numbers or reasons for withdrawals and drop-outs are not reported.

Q2: Indicate the percentage of participants completing the study. (If the percentage differs by groups, record the lowest).

The percentage of participants completing the study refers to the % of subjects remaining in the study at the final data collection period in all groups (i.e. control and intervention groups).

STRONG: will be assigned when the follow-up rate is 80% or greater (Q2 is 1).

MODERATE: will be assigned when the follow-up rate is 60 – 79% (Q2 is 2) OR Q2 is 5 (N/A).

WEAK: will be assigned when a follow-up rate is less than 60% (Q2 is 3) or if the withdrawals and drop-outs were not.

F) NOT SPONSORED BY MBT

Q1: Was the study not sponsored by Swiss Masai?

Score YES if study was not sponsored by Swiss Masai.

Score NO if study was sponsored by Swiss Masai.

STRONG: will be assigned when the study was not sponsored by Swiss Masai (Q1 is 1).

MODERATE: will be assigned when the sort of sponsoring isn't clear (Q1 is 3).

WEAK: will be assigned when the study was sponsored by Swiss Masai (Q1 is 2).

G) FINAL RATING FOR THIS STUDY

STRONG: four STRONG ratings with no WEAK ratings

MODERATE: less than four STRONG ratings and one WEAK rating

WEAK: two or more WEAK ratings

ANGEPASSTE THOMAS-SKALA

Landry, S. C., B. M. Nigg, und K. E. Tecante. 2008. „Activity of selected muscles crossing the ankle joint complex and lower limb gait characteristics using an unstable shoe.“ *unpublished*.

A) SELECTION BIAS

Q1: Are the individuals selected to participate in the study likely to be representative of the target population?

- 1 Very likely
- 2 Somewhat likely
- 3 Not likely
- 4 Can't tell

Q2: What percentage of selected individuals agreed to participate?

- 1 80 - 100% agreement
- 2 60 - 79 % agreement
- 3 less than 60% agreement
- 4 Not applicable
- 5 Can't tell

STRONG	MODERATE	WEAK
--------	----------	------

B) STUDY DESIGN

Q1: Indicate the study design

- 1 Randomized controlled trial
- 2 Controlled clinical trial
- 3 Cohort analytic (two group pre + post)
- 4 Case-control
- 5 Cohort (one group pre + post (before and after))
- 6 Interrupted time series
- 7 Other specify
- 8 Can't tell

Q2: Was the study described as randomized? If NO, go to Component C

No
Yes

Q3: If Yes, was the method of randomization described? (See dictionary)

No
Yes

Q4: If Yes, was the method appropriate (See dictionary)

No
Yes

STRONG	MODERATE	WEAK
--------	----------	------

C) CONFOUNDERS

Q1: Were there important differences between groups prior to the intervention?

- 1 Yes
- 2 No
- 3 Can't tell

The following are examples of confounders:

- 1 Race
- 2 Sex
- 3 Marital status/family
- 4 Age
- 5 SES (income or class)
- 6 Education
- 7 Health status
- 8 Pre-intervention score on outcome measure

Q3: If yes, indicate the percentage of relevant confounders that were controlled (either in the design (e.g. stratification, matching) or analysis)?

- 1 80 – 100%
- 2 60 – 79%
- 3 Less than 60%
- 4 Can't Tell

STRONG	MODERATE	WEAK
--------	----------	------

D) BLINDING

Q1: Was (were) the outcome assessor(s) aware of the intervention or exposure status of participants?

- 1 Yes
- 2 No
- 3 Can't tell

Q2: Were the study participants aware of the research question?

- 1 Yes
- 2 No
- 3 Can't tell

STRONG	MODERATE	WEAK
--------	----------	------

E) WITHDRAWALS AND DROP-OUTS

Q1: Were withdrawals and drop-outs reported in terms of numbers and/or reasons per group?

- 1 Yes
- 2 No
- 3 Can't tell

Q2: Indicate the percentage of participants completing the study. (If the percentage differs by groups, record the lowest).

- 1 80 -100%
- 2 60 - 79%
- 3 less than 60%
- 4 Can't tell

STRONG	MODERATE	WEAK
--------	----------	------

F) NOT SPONSORED BY MBT

Q1: Was the study not sponsored by Swiss Masai?

- 1 Yes
- 2 No
- 3 Can't tell

STRONG	MODERATE	WEAK
--------	----------	------

G) FINAL RATING FOR THIS STUDY

STRONG	MODERATE	WEAK
--------	----------	------

Landry, S. C., B. M. Nigg, und K. E. Tecante. 2008. „Activity of selected muscles crossing the ankle joint complex and lower limb gait characteristics using an unstable shoe.“ *unpublished*.

ANGEPASSTE THOMAS-SKALA

New, P., und J. Pearce. 2007. „The effects of Masai Barefoot Technology footwear on posture: an experimental designed study.“ *Physiotherapy Research International* 12(4):202.

A) SELECTION BIAS

Q1: Are the individuals selected to participate in the study likely to be representative of the target population?

- 1 Very likely
- 2 Somewhat likely
- 3 Not likely
- 4 Can't tell

Q2: What percentage of selected individuals agreed to participate?

- 1 80 - 100% agreement
- 2 60 - 79 % agreement
- 3 less than 60% agreement
- 4 Not applicable
- 5 Can't tell

STRONG	MODERATE	WEAK
--------	----------	------

B) STUDY DESIGN

Q1: Indicate the study design

- 1 Randomized controlled trial
- 2 Controlled clinical trial
- 3 Cohort analytic (two group pre + post)
- 4 Case-control
- 5 Cohort (one group pre + post (before and after)
- 6 Interrupted time series
- 7 Other specify
- 8 Can't tell

Q2: Was the study described as randomized? If NO, go to Component C

No
Yes

Q3: If Yes, was the methode of randomization described? (See dictionary)

No
Yes

Q4: If Yes, was the methode appropriate (See dictionary)

No
Yes

STRONG	MODERATE	WEAK
--------	----------	------

C) CONFOUNDERS

Q1: Were there important differences between groups prior to the intervention?

- 1 Yes
- 2 No
- 3 Can't tell

The following are examples of confounders:

- 1 Race
- 2 Sex
- 3 Marital status/family
- 4 Age
- 5 SES (income or class)
- 6 Education
- 7 Health status
- 8 Pre-intervention score on outcome measure

Q3: If yes, indicate the percentage of relevant confounders that were controlled (either in the design (e.g. stratification, matching) or analysis)?

- 1 80 – 100%
- 2 60 – 79%
- 3 Less than 60%
- 4 Can't Tell

STRONG	MODERATE	WEAK
--------	----------	------

D) BLINDING

Q1: Was (were) the outcome assessor(s) aware of the intervention or exposure status of participants?

- 1 Yes
- 2 No
- 3 Can't tell

Q2: Were the study participants aware of the research question?

- 1 Yes
- 2 No
- 3 Can't tell

STRONG	MODERATE	WEAK
--------	----------	------

E) WITHDRAWALS AND DROP-OUTS

Q1: Were withdrawals and drop-outs reported in terms of numbers and/or reasons per group?

- 1 Yes
- 2 No
- 3 Can't tell

Q2: Indicate the percentage of participants completing the study. (If the percentage differs by groups, record the lowest).

- 1 80 -100%
- 2 60 - 79%
- 3 less than 60%
- 4 Can't tell

STRONG	MODERATE	WEAK
--------	----------	------

F) NOT SPONSORED BY MBT

Q1: Was the study not sponsored by Swiss Masai?

- 1 Yes
- 2 No
- 3 Can't tell

STRONG	MODERATE	WEAK
--------	----------	------

G) FINAL RATING FOR THIS STUDY

STRONG	MODERATE	WEAK
--------	----------	------

ANGEPASSTE THOMAS-SKALA

Nigg, B. M., R. Ferber, und T. Gormley. 2004. „Effect of an unstable shoe construction on lower extremity gait characteristics.“ *unpublished*.

A) SELECTION BIAS

Q1: Are the individuals selected to participate in the study likely to be representative of the target population?

- 1 Very likely
- 2 Somewhat likely
- 3 Not likely
- 4 Can't tell

Q2: What percentage of selected individuals agreed to participate?

- 1 80 - 100% agreement
- 2 60 - 79 % agreement
- 3 less than 60% agreement
- 4 Not applicable
- 5 Can't tell

STRONG	MODERATE	WEAK
--------	----------	------

B) STUDY DESIGN

Q1: Indicate the study design

- 1 Randomized controlled trial
- 2 Controlled clinical trial
- 3 Cohort analytic (two group pre + post)
- 4 Case-control
- 5 Cohort (one group pre + post (before and after))
- 6 Interrupted time series
- 7 Other specify
- 8 Can't tell

Q2: Was the study described as randomized? If NO, go to Component C

No
Yes

Q3: If Yes, was the methode of randomization described? (See dictionary)

No
Yes

Q4: If Yes, was the methode appropriate (See dictionary)

No
Yes

STRONG	MODERATE	WEAK
--------	----------	------

C) CONFOUNDERS

Q1: Were there important differences between groups prior to the intervention?

- 1 Yes
- 2 No
- 3 Can't tell

The following are examples of confounders:

- 1 Race
- 2 Sex
- 3 Marital status/family
- 4 Age
- 5 SES (income or class)
- 6 Education
- 7 Health status
- 8 Pre-intervention score on outcome measure

Q3: If yes, indicate the percentage of relevant confounders that were controlled (either in the design (e.g. stratification, matching) or analysis)?

- 1 80 – 100%
- 2 60 – 79%
- 3 Less than 60%
- 4 Can't Tell

STRONG	MODERATE	WEAK
--------	----------	------

D) BLINDING

Q1: Was (were) the outcome assessor(s) aware of the intervention or exposure status of participants?

- 1 Yes
- 2 No
- 3 Can't tell

Q2: Were the study participants aware of the research question?

- 1 Yes
- 2 No
- 3 Can't tell

STRONG	MODERATE	WEAK
--------	----------	------

E) WITHDRAWALS AND DROP-OUTS

Q1: Were withdrawals and drop-outs reported in terms of numbers and/or reasons per group?

- 1 Yes
- 2 No
- 3 Can't tell

Q2: Indicate the percentage of participants completing the study. (If the percentage differs by groups, record the lowest).

- 1 80 -100%
- 2 60 - 79%
- 3 less than 60%
- 4 Can't tell

STRONG	MODERATE	WEAK
--------	----------	------

F) NOT SPONSORED BY MBT

Q1: Was the study not sponsored by Swiss Masai?

- 1 Yes
- 2 No
- 3 Can't tell

STRONG	MODERATE	WEAK
--------	----------	------

G) FINAL RATING FOR THIS STUDY

STRONG	MODERATE	WEAK
--------	----------	------

ANGEPASSTE THOMAS-SKALA

Nigg, B. M., S. Hintzen, und R. Ferber. 2006. „Effect of an unstable shoe construction on lower extremity gait characteristics.“
Clinical Biomechanics 21(1): 82-88

A) SELECTION BIAS

Q1: Are the individuals selected to participate in the study likely to be representative of the target population?

- 1 Very likely
- 2 Somewhat likely
- 3 Not likely
- 4 Can't tell

Q2: What percentage of selected individuals agreed to participate?

- 1 80 - 100% agreement
- 2 60 - 79 % agreement
- 3 less than 60% agreement
- 4 Not applicable
- 5 Can't tell

STRONG	MODERATE	WEAK
--------	----------	------

B) STUDY DESIGN

Q1: Indicate the study design

- 1 Randomized controlled trial
- 2 Controlled clinical trial
- 3 Cohort analytic (two group pre + post)
- 4 Case-control
- 5 Cohort (one group pre + post (before and after))
- 6 Interrupted time series
- 7 Other specify
- 8 Can't tell

Q2: Was the study described as randomized? If NO, go to Component C

No
Yes

Q3: If Yes, was the methode of randomization described? (See dictionary)

No
Yes

Q4: If Yes, was the methode appropriate (See dictionary)

No
Yes

STRONG	MODERATE	WEAK
--------	----------	------

C) CONFOUNDERS

Q1: Were there important differences between groups prior to the intervention?

- 1 Yes
- 2 No
- 3 Can't tell

The following are examples of confounders:

- 1 Race
- 2 Sex
- 3 Marital status/family
- 4 Age
- 5 SES (income or class)
- 6 Education
- 7 Health status
- 8 Pre-intervention score on outcome measure

Q3: If yes, indicate the percentage of relevant confounders that were controlled (either in the design (e.g. stratification, matching) or analysis)?

- 1 80 – 100%
- 2 60 – 79%
- 3 Less than 60%
- 4 Can't Tell

STRONG	MODERATE	WEAK
---------------	----------	------

D) BLINDING

Q1: Was (were) the outcome assessor(s) aware of the intervention or exposure status of participants?

- 1 Yes
- 2 No
- 3 Can't tell

Q2: Were the study participants aware of the research question?

- 1 Yes
- 2 No
- 3 Can't tell

STRONG	MODERATE	WEAK
--------	-----------------	------

E) WITHDRAWALS AND DROP-OUTS

Q1: Were withdrawals and drop-outs reported in terms of numbers and/or reasons per group?

- 1 Yes
- 2 No
- 3 Can't tell

Q2: Indicate the percentage of participants completing the study. (If the percentage differs by groups, record the lowest).

- 1 80 -100%
- 2 60 - 79%
- 3 less than 60%
- 4 Can't tell

STRONG	MODERATE	WEAK
---------------	----------	------

F) NOT SPONSORED BY MBT

Q1: Was the study not sponsored by Swiss Masai?

- 1 Yes
- 2 No
- 3 Can't tell

STRONG	MODERATE	WEAK
--------	----------	-------------

G) FINAL RATING FOR THIS STUDY

STRONG	MODERATE	WEAK
--------	-----------------	------

ANGEPASSTE THOMAS-SKALA

Romkes, J., C. Rudmann, und R. Brunner. 2006. „Changes in gait and EMG when walking with the Masai Barefoot Technique.“ *Clinical Biomechanics* 21(1): 75-81.

A) SELECTION BIAS

Q1: Are the individuals selected to participate in the study likely to be representative of the target population?

- 1 Very likely
- 2 Somewhat likely
- 3 Not likely
- 4 Can't tell

Q2: What percentage of selected individuals agreed to participate?

- 1 80 - 100% agreement
- 2 60 - 79 % agreement
- 3 less than 60% agreement
- 4 Not applicable
- 5 Can't tell

STRONG	MODERATE	WEAK
--------	----------	------

B) STUDY DESIGN

Q1: Indicate the study design

- 1 Randomized controlled trial
- 2 Controlled clinical trial
- 3 Cohort analytic (two group pre + post)
- 4 Case-control
- 5 Cohort (one group pre + post (before and after))
- 6 Interrupted time series
- 7 Other specify
- 8 Can't tell

Q2: Was the study described as randomized? If NO, go to Component C

No
Yes

Q3: If Yes, was the methode of randomization described? (See dictionary)

No
Yes

Q4: If Yes, was the methode appropriate (See dictionary)

No
Yes

STRONG	MODERATE	WEAK
--------	----------	------

C) CONFOUNDERS

Q1: Were there important differences between groups prior to the intervention?

- 1 Yes
- 2 No
- 3 Can't tell

The following are examples of confounders:

- 1 Race
- 2 Sex
- 3 Marital status/family
- 4 Age
- 5 SES (income or class)
- 6 Education
- 7 Health status
- 8 Pre-intervention score on outcome measure

Q3: If yes, indicate the percentage of relevant confounders that were controlled (either in the design (e.g. stratification, matching) or analysis)?

- 1 80 – 100%
- 2 60 – 79%
- 3 Less than 60%
- 4 Can't Tell

STRONG	MODERATE	WEAK
--------	----------	------

D) BLINDING

Q1: Was (were) the outcome assessor(s) aware of the intervention or exposure status of participants?

- 1 Yes
- 2 No
- 3 Can't tell

Q2: Were the study participants aware of the research question?

- 1 Yes
- 2 No
- 3 Can't tell

STRONG	MODERATE	WEAK
--------	----------	------

E) WITHDRAWALS AND DROP-OUTS

Q1: Were withdrawals and drop-outs reported in terms of numbers and/or reasons per group?

- 1 Yes
- 2 No
- 3 Can't tell

Q2: Indicate the percentage of participants completing the study. (If the percentage differs by groups, record the lowest).

- 1 80 -100%
- 2 60 - 79%
- 3 less than 60%
- 4 Can't tell

STRONG	MODERATE	WEAK
--------	----------	------

F) NOT SPONSORED BY MBT

Q1: Was the study not sponsored by Swiss Masai?

- 1 Yes
- 2 No
- 3 Can't tell

STRONG	MODERATE	WEAK
--------	----------	------

G) FINAL RATING FOR THIS STUDY

STRONG	MODERATE	WEAK
--------	----------	------

ANGEPASSTE THOMAS-SKALA

Stewart, L., J. N. A. Gibson, und C. E. Thomson. 2007. „In-shoe pressure distribution in "unstable" (MBT) shoes and flat-bottomed training shoes: A comparative study." *Gait & posture* 25(4): 648-651.

A) SELECTION BIAS

Q1: Are the individuals selected to participate in the study likely to be representative of the target population?

- 1 Very likely
- 2 Somewhat likely
- 3 Not likely
- 4 Can't tell

Q2: What percentage of selected individuals agreed to participate?

- 1 80 - 100% agreement
- 2 60 - 79 % agreement
- 3 less than 60% agreement
- 4 Not applicable
- 5 Can't tell

STRONG

MODERATE

WEAK

B) STUDY DESIGN

Q1: Indicate the study design

- 1 Randomized controlled trial
- 2 Controlled clinical trial
- 3 Cohort analytic (two group pre + post)
- 4 Case-control
- 5 Cohort (one group pre + post (before and after)
- 6 Interrupted time series
- 7 Other specify
- 8 Can't tell

Q2: Was the study described as randomized? If NO, go to Component C

No

Yes

Q3: If Yes, was the methode of randomization described? (See dictionary)

No

Yes

Q4: If Yes, was the methode appropriate (See dictionary)

No

Yes

STRONG

MODERATE

WEAK

C) CONFOUNDERS

Q1: Were there important differences between groups prior to the intervention?

- 1 Yes
- 2 No
- 3 Can't tell

The following are examples of confounders:

- 1 Race
- 2 Sex
- 3 Marital status/family
- 4 Age
- 5 SES (income or class)
- 6 Education
- 7 Health status
- 8 Pre-intervention score on outcome measure

Q3: If yes, indicate the percentage of relevant confounders that were controlled (either in the design (e.g. stratification, matching) or analysis)?

- 1 80 – 100%
- 2 60 – 79%
- 3 Less than 60%
- 4 Can't Tell

STRONG	MODERATE	WEAK
---------------	----------	------

D) BLINDING

Q1: Was (were) the outcome assessor(s) aware of the intervention or exposure status of participants?

- 1 Yes
- 2 No
- 3 Can't tell

Q2: Were the study participants aware of the research question?

- 1 Yes
- 2 No
- 3 Can't tell

STRONG	MODERATE	WEAK
--------	-----------------	------

E) WITHDRAWALS AND DROP-OUTS

Q1: Were withdrawals and drop-outs reported in terms of numbers and/or reasons per group?

- 1 Yes
- 2 No
- 3 Can't tell

Q2: Indicate the percentage of participants completing the study. (If the percentage differs by groups, record the lowest).

- 1 80 -100%
- 2 60 - 79%
- 3 less than 60%
- 4 Can't tell

STRONG	MODERATE	WEAK
---------------	----------	------

F) NOT SPONSORED BY MBT

Q1: Was the study not sponsored by Swiss Masai?

- 1 Yes
- 2 No
- 3 Can't tell

STRONG	MODERATE	WEAK
--------	-----------------	------

G) FINAL RATING FOR THIS STUDY

STRONG	MODERATE	WEAK
--------	----------	-------------

Stewart, L., J. N. A. Gibson, and C. E. Thomson. 2007. „In-shoe pressure distribution in "unstable" (MBT) shoes and flat-bottomed training shoes: A comparative study." *Gait & posture* 25(4): 648-651.

ANGEPASSTE THOMAS-SKALA

Vernon, T.,J. Wheat, und R. Naik. 2004. „Changes in gait characteristics of a normal, healthy population due to an unstable shoe construction.“ *unpublished*.

A) SELECTION BIAS

Q1: Are the individuals selected to participate in the study likely to be representative of the target population?

- 1 Very likely
- 2 Somewhat likely
- 3 Not likely
- 4 Can't tell

Q2: What percentage of selected individuals agreed to participate?

- 1 80 - 100% agreement
- 2 60 - 79 % agreement
- 3 less than 60% agreement
- 4 Not applicable
- 5 Can't tell

STRONG	MODERATE	WEAK
--------	----------	------

B) STUDY DESIGN

Q1: Indicate the study design

- 1 Randomized controlled trial
- 2 Controlled clinical trial
- 3 Cohort analytic (two group pre + post)
- 4 Case-control
- 5 Cohort (one group pre + post (before and after)
- 6 Interrupted time series
- 7 Other specify
- 8 Can't tell

Q2: Was the study described as randomized? If NO, go to Component C

No
Yes

Q3: If Yes, was the methode of randomization described? (See dictionary)

No
Yes

Q4: If Yes, was the methode appropriate (See dictionary)

No
Yes

STRONG	MODERATE	WEAK
--------	----------	------

C) CONFOUNDERS

Q1: Were there important differences between groups prior to the intervention?

- 1 Yes
- 2 No
- 3 Can't tell

The following are examples of confounders:

- 1 Race
- 2 Sex
- 3 Marital status/family
- 4 Age
- 5 SES (income or class)
- 6 Education
- 7 Health status
- 8 Pre-intervention score on outcome measure

Q3: If yes, indicate the percentage of relevant confounders that were controlled (either in the design (e.g. stratification, matching) or analysis)?

- 1 80 – 100%
- 2 60 – 79%
- 3 Less than 60%
- 4 Can't Tell

STRONG	MODERATE	WEAK
--------	----------	------

D) BLINDING

Q1: Was (were) the outcome assessor(s) aware of the intervention or exposure status of participants?

- 1 Yes
- 2 No
- 3 Can't tell

Q2: Were the study participants aware of the research question?

- 1 Yes
- 2 No
- 3 Can't tell

STRONG	MODERATE	WEAK
--------	----------	------

E) WITHDRAWALS AND DROP-OUTS

Q1: Were withdrawals and drop-outs reported in terms of numbers and/or reasons per group?

- 1 Yes
- 2 No
- 3 Can't tell

Q2: Indicate the percentage of participants completing the study. (If the percentage differs by groups, record the lowest).

- 1 80 -100%
- 2 60 - 79%
- 3 less than 60%
- 4 Can't tell

STRONG	MODERATE	WEAK
--------	----------	------

F) NOT SPONSORED BY MBT

Q1: Was the study not sponsored by Swiss Masai?

- 1 Yes
- 2 No
- 3 Can't tell

STRONG	MODERATE	WEAK
--------	----------	------

G) FINAL RATING FOR THIS STUDY

STRONG	MODERATE	WEAK
--------	----------	------

Datenextraktion Stand – Körperschwerpunkt-Schwankungen**Landry 2008**

Landry, S. C., B. M. Nigg, und K. E. Tecante. 2008. „Activity of selected muscles crossing the ankle joint complex and lower limb gait characteristics using an unstable shoe.“ *unpublished*.

Nigg 2004

Nigg, B. M., R. Ferber, und T. Gormley. 2004. „Effect of an unstable shoe construction on lower extremity gait characteristics.“ *unpublished*.

Nigg 2006

Nigg, B. M., S. Hintzen, und R. Ferber. 2006. „Effect of an unstable shoe construction on lower extremity gait characteristics.“ *Clinical Biomechanics* 21(1): 82-88

COP

	Anterio-posterior (mm) (SD)			Medio-lateral (mm) (SD)		
	Barfuss	Kontrollschuh	MBT	Barfuss	Kontrollschuh	MBT
Landry 2008	11.94 (8.22)	25.5 (10.87)	51.60 (17.65)	11.94 (8.22)	11.12 (6.44)	22.82 (8.49)
	26.88 (12.97)	26.24 (10.31)	44.69 (17.33)	12.84 (13.56)	11.36 (9.67)	18.78 (15.09)
Nigg 2006		17.88 (5.82)	27.25 (9.13)		5.82 (2.39)	11.91 (5.39)
Nigg 2004		12.82 (4.98)	29.50 (15.03)		6.96 (1.42)	16.59 (5.34)
		18.55 (4.95)	29.43 (6.61)		6.09 (1.91)	13.03 (4.21)

Datenextraktion Stand – Muskelaktivität**Landry 2008**

Landry, S. C., B. M. Nigg, und K. E. Tecante. 2008. „Activity of selected muscles crossing the ankle joint complex and lower limb gait characteristics using an unstable shoe.“ *unpublished*.

	MBT-Schuh		Kontroll-Schuh	
	Mean	SD	Mean	SD
PR 1. Untersuchung	0.23	0.48	0.08	0.13
PR 2. Untersuchung	0.24	0.46	0.12	0.29
FDL 1. Untersuchung	0.12	0.09	0.08	0.07
FDL 2. Untersuchung	0.1	0.11	0.06	0.08
SOL 1. Untersuchung	0.38	0.38	0.32	0.31
SOL 2. Untersuchung	0.38	0.33	0.37	0.4
AC 1. Untersuchung	0.12	0.13	0.03	0.05
AC 2. Untersuchung	0.13	0.16	0.03	0.06

**Datenextraktion Stand – Muskelaktivität
Nigg 2004**

Nigg, B. M., R. Ferber, und T. Gormley. 2004. „Effect of an unstable shoe construction on lower extremity gait characteristics.“ *unpublished*.

Langsame Muskelfasern

	MBT-Schuh		Kontroll-Schuh	
	Mean	SD	Mean	SD
TA 1. Test	0.63	0.3	0.28	0.07
TA 2. Test	0.51	0.23	0.28	0.07
GAS 1. Test	0.28	0.13	0.32	0.08
GAS 2. Test	0.96	0.6	0.28	0.07
VM 1. Test	0.68	0.38	0.32	0.16
VM 2. Test	0.89	0.57	0.3	0.14
BF 1. Test	0.23	0.14	0.33	0.08
BF 2. Test	0.35	0.23	0.33	0.06
GM 1. Test	0.6	0.33	0.34	0.16
GM 2. Test	0.5	0.22	0.39	0.15

Schnelle Muskelfasern

	MBT-Schuh		Kontroll-Schuh	
	Mean	SD	Mean	SD
TA 1. Test	0.67	0.34	0.34	0.13
TA 2. Test	0.55	0.28	0.33	0.08
GAS 1. Test	0.25	0.16	0.27	0.06
GAS 2. Test	0.89	0.52	0.3	0.1
VM 1. Test	0.5	0.33	0.34	0.24
VM 2. Test	0.4	0.19	0.34	0.18
BF 1. Test	0.38	0.25	0.29	0.11
BF 2. Test	0.33	0.19	0.28	0.11
GM 1. Test	0.5	0.26	0.29	0.27
GM 2. Test	0.39	0.16	0.22	0.17

Alle Muskelfasern

	MBT-Schuh		Kontroll-Schuh	
	Mean	SD	Mean	SD
TA 1. Test	1.79	0.79	1	0
TA 2. Test	1.7	0.85	1	0
GAS 1. Test	0.91	0.43	1	0
GAS 2. Test	1.38	0.41	1	0
VM 1. Test	1.1	0.34	1	0
VM 2. Test	1.37	0.46	1	0
BF 1. Test	0.97	0.6	1	0
BF 2. Test	1.11	0.69	1	0
GM 1. Test	1.51	0.64	1	0
GM 2. Test	1.28	0.78	1	0

Datenextraktion Stand – Muskelaktivität (Trainingseffekt)**Landry 2008**

Landry, S. C., B. M. Nigg, und K. E. Tecante. 2008. „Activity of selected muscles crossing the ankle joint complex and lower limb gait characteristics using an unstable shoe.“ *unpublished*.

	1. Untersuchung		2. Untersuchung	
	Mean	SD	Mean	SD
PR	0.12	0.09	0.1	0.11
FDL	0.38	0.38	0.38	0.33
SOL	0.23	0.48	0.24	0.46
AC	0.12	0.13	0.13	0.16

Datenextraktion Stand – Muskelaktivität (Trainingseffekt)**Nigg 2004**

Nigg, B. M., R. Ferber, und T. Gormley. 2004. „Effect of an unstable shoe construction on lower extremity gait characteristics.“ *unpublished*.

Langsame Muskelfasern

	1. Untersuchung		2. Untersuchung	
	Mean	SD	Mean	SD
TA	0.63	0.3	0.51	0.23
GAS	0.28	0.13	0.96	0.6
VM	0.68	0.38	0.89	0.57
BF	0.23	0.14	0.35	0.23
GM	0.6	0.33	0.5	0.22

Schnelle Muskelfasern

	1. Untersuchung		2. Untersuchung	
	Mean	SD	Mean	SD
TA	0.67	0.34	0.55	0.28
GAS	0.25	0.16	0.89	0.52
VM	0.5	0.33	0.4	0.19
BF	0.38	0.25	0.33	0.19
GM	0.5	0.26	0.39	0.16

Alle Muskelfasern

	1. Untersuchung		2. Untersuchung	
	Mean	SD	Mean	SD
TA	1.79	0.79	1.7	0.85
GAS	0.91	0.43	1.38	0.41
VM	1.1	0.34	1.37	0.46
BF	0.97	0.6	1.11	0.69
GM	1.51	0.64	1.28	0.78

Datenextraktion Stand – Druckverteilung unter dem Fuss
Stewart 2007

Stewart, L., J. N. A. Gibson, und C. E. Thomson. 2007. „In-shoe pressure distribution in "unstable" (MBT) shoes and flat-bottomed training shoes: A comparative study." *Gait & posture* 25(4): 648-651.

Measured values for mean pressure (kPa)			Minimum	Maximum	Mean	Std. Deviation
	Kontroll-Schuh	Zehen	0.00	20.00	5.99	6.07
		Vorfuß	2.60	30.78	17.91	10.95
		Mittelfuß	6.07	50.00	20.03	12.37
		Rückfuß	31.58	95.90	62.92	20.18
	MBT	Zehen	6.09	28.87	11.08	6.73
		Vorfuß	6.29	36.57	26.54	8.54
		Mittelfuß	4.96	19.14	11.31	5.63
		Rückfuß	35.25	101.21	60.02	17.10

Datenextraktion Stand – Druckverteilung unter dem Fuss
Stewart 2007

Stewart, L., J. N. A. Gibson, und C. E. Thomson. 2007. „In-shoe pressure distribution in "unstable" (MBT) shoes and flat-bottomed training shoes: A comparative study." *Gait & posture* 25(4): 648-651.

Measured values for peak pressure (kPa)			Minimum	Maximum	Mean	Std. Deviation
	Kontroll-Schuh	Zehen	0.00	87.50	42.25	25.04
		Vorfuß	30.00	137.50	70.75	38.19
		Mittelfuß	50.00	135.00	86.25	29.35
		Rückfuß	60.00	262.50	129.50	61.59
	MBT	Zehen	37.50	115.00	74.25	23.84
		Vorfuß	45.00	155.00	88.75	31.34
		Mittelfuß	42.50	95.00	67.75	18.50
		Rückfuß	75.00	192.50	115.50	31.79

**Datenextraktion Gang – Kinematik
Landry 2008**

Tabelle 1 von 2

Landry, S. C., B. M. Nigg, und K. E. Tecante. 2008. „Activity of selected muscles crossing the ankle joint complex and lower limb gait characteristics using an unstable shoe.“ *unpublished*.

Kinematik (°) - Joint peak angles

		Kontrollschuh		MBT		Barfuss	
Fussgelenk: 1. Standbeinphasenhälfte							
		Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
1. Test	ABD/ADD	7.48	3.44	4.97	4.07	6.09	2.97
	Inv/Ever	-4.47	2.99	-6.05	2.56	-1.62	2.70
	Dext/Pflex	-6.72	3.38	0.37	3.87	-3.58	2.55
		Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
2. Test	ABD/ADD	7.05	3.38	5.60	4.16	6.16	3.14
	Inv/Ever	-4.29	3.07	-4.86	3.58	-1.50	2.66
	Dext/Pflex	-7.46	3.40	0.32	3.86	-4.43	2.78
Fussgelenk: 2. Standbeinphasenhälfte							
		Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
1. Test	ABD/ADD	-6.22	4.92	-5.93	4.70	-6.61	3.93
	Inv/Ever	4.07	4.12	5.84	3.66	7.32	4.22
	Dext/Pflex	14.88	3.36	13.35	5.09	9.74	2.80
		Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
2. Test	ABD/ADD	-6.25	4.29	-5.37	4.33	-5.56	3.10
	Inv/Ever	3.8	3.99	6.91	4.42	9.06	3.96
	Dext/Pflex	13.64	2.83	12.24	4.18	8.91	3.10
Kniegelenk: 1. Standbeinphasenhälfte							
		Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
1. Test	IR/AR	-7.06	7.67	-5.2	6.43	-6.37	7.58
	ABD/ADD	-2.99	4.35	-2.77	3.82	-2.29	4.3
	Flex/Ext	-26.92	9.47	-	28.99	-	27.91
							10.02
		Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
2. Test	IR/AR	-7.37	5.62	-5.98	6.04	7.88	5.95
	ABD/ADD	-3.33	4.81	-3.63	4.27	-3.59	4.59
	Flex/Ext	-22.52	7.30	-	23.06	-	24.47
							7.32
Kniegelenk: 2. Standbeinphasenhälfte							
		Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
1. Test	IR/AR	3.79	5.95	4.23	4.82	3.61	6.71
	ABD/ADD	5.04	3.72	5.08	3.5	5.35	2.99
	Flex/Ext	-3.52	8.49	-5.25	8.64	-4.64	9.21
		Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
2. Test	IR/AR	4.4	4.11	4.48	3.36	3.31	4.05
	ABD/ADD	4.85	3.95	4.68	3.83	4.87	3.21
	Flex/Ext	0.45	5.36	0.67	5.42	-1.44	5.33

Datenextraktion Gang – Kinematik
Landry 2008

Tabelle 2 von 2

Landry, S. C., B. M. Nigg, und K. E. Tecante. 2008. „Activity of selected muscles crossing the ankle joint complex and lower limb gait characteristics using an unstable shoe.“ *unpublished*.

Kinematik (°) - Joint peak angles

Hüftgelenk: 1. Standbeinphasenhälfte

		<i>Mean</i>	<i>SD</i>	<i>Mean</i>	<i>SD</i>	<i>Mean</i>	<i>SD</i>
1. Test	IR/AR	-8.11	5.7	-7.93	4.76	-7.72	5.22
	ABD/ADD	-2.77	3.82	-2.99	4.35	-2.29	4.3
	Flex/Ext	42.15	11.39	42.12	10.42	40.19	10.95
		<i>Mean</i>	<i>SD</i>	<i>Mean</i>	<i>SD</i>	<i>Mean</i>	<i>SD</i>
2. Test	IR/AR	-7.94	5.15	-7.42	5.12	-8.08	5.4
	ABD/ADD	-3.33	4.81	-3.63	4.27	-3.59	4.59
	Flex/Ext	40.15	7.57	38.93	7.93	39.56	7.03

Hüftgelenk: 2. Standbeinphasenhälfte

		<i>Mean</i>	<i>SD</i>	<i>Mean</i>	<i>SD</i>	<i>Mean</i>	<i>SD</i>
1. Test	IR/AR	2.98	4.44	2.19	3.88	1.32	4.14
	ABD/ADD	3.61	4.41	3.58	4.17	3.64	3.82
	Flex/Ext	-18.28	9.28	-15.88	11.27	-19.22	10.88
		<i>Mean</i>	<i>SD</i>	<i>Mean</i>	<i>SD</i>	<i>Mean</i>	<i>SD</i>
2. Test	IR/AR	4.12	4.2	3.85	4.14	3.08	4.13
	ABD/ADD	4.25	4.68	4.57	4.83	2.98	4.67
	Flex/Ext	-21.1	5.68	-20.15	6.24	-21.16	5.6

MBT sign. different from KS (p<0.05)

MBT sign. different from BF (p<0.05)

MBT sign. different from corresponding MBT visit 1 value (p<0.05)

Datenextraktion Gang – Kinematik New 2007

New, P., und J. Pearce. 2007. „The effects of Masai Barefoot Technology footwear on posture: an experimental designed study.“ *Physiotherapy Research International* 12(4):202.

[illegible]

	Kontrollschuh		MBT		Unterschied		Konfidenzintervall		P value
Fussgelenk									
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	lower	upper	
heel strike	95.95		98.47		2.51	4.8	-5.56	0.54	0.097
mid stance	90.84		90.07		0.78	4.14	-1.86	3.41	0.53
toe off	109.2		111.08		1.87	5.77	-5.54	1.8	0.28
Kniegelenk									
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	lower	upper	
heel strike	176.16		175.08		1.08	1.7	0.01	2.15	0.048
mid stance	160.34		159.98		0.36	2.15	-1.01	1.73	0.57
toe off	132.8		132.89		0.084	7.21	-4.7	4.5	0.97
Hüftgelenk									
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	lower	upper	
heel strike	62.48		65.47		3.27	3.03	-5.18	-1.33	0.003
mid stance	72.76		73.98		1.72	3.25	-3.78	0.35	0.95
toe off	86.72		87.05		0.33	4.80	-3.36	2.70	0.81
Becken									
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	lower	upper	
heel strike	-6.00		-2.80		3.20	2.91	-5.10	1.35	0.003
mid stance	-2.45		-0.62		1.83	2.93	-3.70	-2.16	0.53
toe off	-5.45		-3.10		2.35	3.38	-4.50	-0.20	0.035
Rumpf									
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	lower	upper	
heel strike	89.25		90.29		1.44	1.51	-2.41	-0.48	0.007
mid stance	88.87		89.82		0.95	1.50	-1.90	0.001	0.05
toe off	86.48		86.86		0.38	2.40	-1.90	1.14	0.60

Statistisch signifikant

**Datenextraktion Gang – Kinematik
Nigg 2004**

Tabelle 1 von 2

Nigg, B. M., R. Ferber, und T. Gormley. 2004. „Effect of an unstable shoe construction on lower extremity gait characteristics.“ *unpublished*.

Kinematik (°) - Joint Peak angles		Kontrollschuh		MBT	
Fussgelenk: 1. Standbeinphasenhälfte					
		Mean	SD	Mean	SD
1. Test	ABD/ADD	4.99	2.11	4.68	4.77
	Inv/Ever	2.42	2.53	3.29	2.33
	Dext/Pflex	5.54	3.84	-4.59	4.21
		Mean	SD	Mean	SD
2. Test	ABD/ADD	5.61	3.29	4.58	8.14
	Inv/Ever	1.62	2.55	3.63	5.22
	Dext/Pflex	5.55	3.64	-4.23	4.58
Fussgelenk: 2. Standbeinphasenhälfte					
		Mean	SD	Mean	SD
1. Test	ABD/ADD	-4.56	4.78	-4.76	4.59
	Inv/Ever	3.81	2.28	2.69	1.71
	Dext/Pflex	-8.77	5.05	-11.40	3.84
		Mean	SD	Mean	SD
2. Test	ABD/ADD	-4.32	3.86	-3.45	5.93
	Inv/Ever	2.86	2.21	2.71	5.00
	Dext/Pflex	-10.85	2.52	-9.83	4.48
Kniegelenk: 1. Standbeinphasenhälfte					
		Mean	SD	Mean	SD
1. Test	IR/AR	-9.45	4.50	-8.02	5.31
	ABD/ADD	-6.37	3.09	-6.09	2.96
	Flex/Ext	-15.91	4.73	-15.91	5.65
		Mean	SD	Mean	SD
2. Test	IR/AR	-11.54	5.93	-10.17	4.51
	ABD/ADD	-9.01	3.95	-7.73	6.43
	Flex/Ext	-17.84	5.10	-17.66	5.19
Kniegelenk: 2. Standbeinphasenhälfte					
		Mean	SD	Mean	SD
1. Test	IR/AR	5.48	4.36	6.05	4.62
	ABD/ADD	-3.63	3.31	-3.30	3.68
	Flex/Ext	1.71	4.46	0.86	5.40
		Mean	SD	Mean	SD
2. Test	IR/AR	5.99	4.08	6.32	4.17
	ABD/ADD	-6.45	4.39	-5.22	6.23
	Flex/Ext	1.70	6.71	1.91	6.32

**Datenextraktion Gang – Kinematik
Nigg 2004**

Tabelle 2 von 2

Nigg, B. M., R. Ferber, und T. Gormley. 2004. „Effect of an unstable shoe construction on lower extremity gait characteristics.“ *unpublished*.

Kinematik (°) - Joint Peak angles		Kontrollschuh		MBT	
Hüftgelenk: 1. Standbeinphasenhälfte					
		Mean	SD	Mean	SD
1. Test	IR/AR	5.93	4.03	5.18	5.07
	ABD/ADD	-11.22	4.00	-11.00	3.39
	Flex/Ext	-25.45	4.42	-24.45	3.97
		Mean	SD	Mean	SD
2. Test	IR/AR	5.12	3.81	6.15	6.32
	ABD/ADD	-14.04	4.23	-14.32	4.45
	Flex/Ext	-28.88	3.38	-27.06	2.14
Hüftgelenk: 2. Standbeinphasenhälfte					
		Mean	SD	Mean	SD
1. Test	IR/AR	-10.99	3.38	-11.11	3.41
	ABD/ADD	-10.15	4.36	-10.15	3.49
	Flex/Ext	24.31	3.34	23.76	2.37
		Mean	SD	Mean	SD
2. Test	IR/AR	-13.74	2.99	-12.99	3.77
	ABD/ADD	-13.01	3.39	-13.55	3.42
	Flex/Ext	26.09	3.92	26.62	3.53
MBT sign. different from KS (p<0.05)					
MBT sign. different from BF (p<0.05)					
MBT sign. different from corresponding MBT visit 1 value (p<0.05)					

Datenextraktion Gang – Kinematik**Romkes 2006**

Romkes, J., C. Rudmann, und R. Brunner. 2006. „Changes in gait and EMG when walking with the Masai Barefoot Technique.“ *Clinical Biomechanics* 21(1): 75-81.

Kinematik (°)

		Kontrollschuh		MBT	
<i>Fussgelenk</i>					
		<i>Mean</i>	<i>SD</i>	<i>Mean</i>	<i>SD</i>
	RoM	31.5	5.3	34.8	8.4
	IC Dext	2.9	4.4	15.0	4.6
	TS Dext	11.6	4.2	11.8	4.2
	Peak Dext	11.8	4.2	19.7	6.0
	Peak Pflex	19.7	6.0	19.0	6.0
<i>Kniegelenk</i>					
		<i>Mean</i>	<i>SD</i>	<i>Mean</i>	<i>SD</i>
	RoM	64.6	4.5	57.3	6.6
	IC Flex	9.7	3.8	12.2	3.4
	Peak Flex	67.4	3.3	63.6	4.6
	MS min Flex	2.9	3.0	6.5	4.1
<i>Hüftgelenk</i>					
		<i>Mean</i>	<i>SD</i>	<i>Mean</i>	<i>SD</i>
	RoM	48.2	4.2	43.0	6.1
	Peak Flex	42.7	3.9	40.0	4.4
	Peak Ext	5.5	5.2	3.6	6.1
<i>Becken</i>					
		<i>Mean</i>	<i>SD</i>	<i>Mean</i>	<i>SD</i>
	Mean pelvic tilt	12.0	3.6	11.5	3.6

Datenextraktion Gang – Kinematik
Vernon 2004

Vernon, T.,J. Wheat, und R. Naik. 2004. „Changes in gait characteristics of a normal, healthy population due to an unstable shoe construction.“ *unpublished*.

Kinematik (°)

		Kontrollschuh		MBT	
Fussgelenk: sagittal joint angles					
		<i>Mean</i>	<i>SD</i>	<i>Mean</i>	<i>SD</i>
	foot strike	9.77	5.83	11.43	4.95
	toe off	10.40	6.66	10.78	6.87
	Max	26.31	5.99	28.51	5.65
	Min	4.20	4.72	6.74	5.45
Kniegelenk: sagittal joint angles					
		<i>Mean</i>	<i>SD</i>	<i>Mean</i>	<i>SD</i>
	foot strike	9.83	7.70	12.42	7.71
	toe off	63.50	8.97	66.08	9.55
	Max	45.11	9.41	45.45	9.18
	Min	4.44	8.31	7.38	7.36
Hüftgelenk: sagittal joint angles					
		<i>Mean</i>	<i>SD</i>	<i>Mean</i>	<i>SD</i>
	foot strike	38.79	8.79	38.19	8.40
	toe off	-0.87	8.21	-0.72	7.55
	Max	39.47	8.81	38.91	8.55
	Min	-8.90	8.07	-8.84	7.17
Becken: sagittal joint angles					
		<i>Mean</i>	<i>SD</i>	<i>Mean</i>	<i>SD</i>
	foot strike	11.51	6.42	11.14	5.96
	toe off	3.46	5.86	3.01	5.66
	Max	12.20	6.38	12.10	5.97
	Min	2.69	5.78	2.19	5.42
Rumpf: sagittal joint angles					
		<i>Mean</i>	<i>SD</i>	<i>Mean</i>	<i>SD</i>
	foot strike	-1.99	3.94	-3.27	3.79
	toe off	1.51	3.81	0.54	3.86
	Max	3.83	3.46	3.37	3.46
	Min	-2.93	4.06	-4.09	3.76

Statistisch signifikant

Datenextraktion Gang – Kinetik
Landry 2008

Tabelle 1 von 2

Landry, S. C., B. M. Nigg, und K. E. Tecante. 2008. „Activity of selected muscles crossing the ankle joint complex and lower limb gait characteristics using an unstable shoe.“ *unpublished*.

Kinetik (Nm) - Joint angular impuls

		Kontrollschuh		MBT		Barfuss	
		Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
Fussgelenk: 1. Standbeinphasenhälfte							
		Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
1. Test	ABD/ADD	-0.31	0.34	-0.39	0.37	-0.58	0.44
	Inv/Ever	-0.81	0.97	-1.45	1.16	-0.89	1.01
	Dext/Pflex	-1.49	2.62	-5.05	3.13	-3.72	3.29
		Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
2. Test	ABD/ADD	-0.30	0.36	-0.57	0.42	-0.72	0.48
	Inv/Ever	-0.51	1.21	-1.37	1.36	-0.65	1.03
	Dext/Pflex	-0.26	2.86	-4.29	2.27	-3.70	3.06
Fussgelenk: 2. Standbeinphasenhälfte							
		Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
1. Test	ABD/ADD	-2.25	1.13	-2.73	1.10	-3.34	1.29
	Inv/Ever	0.14	1.61	0.15	1.78	0.19	2.00
	Dext/Pflex	-23.26	7.86	-23.33	4.76	-24.01	4.87
		Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
2. Test	ABD/ADD	-2.26	1.03	-3.26	1.54	-3.72	1.36
	Inv/Ever	0.14	1.56	0.16	1.83	0.16	1.73
	Dext/Pflex	-24.19	5.38	-23.44	4.39	-23.91	5.34
Kniegelenk: 1. Standbeinphasenhälfte							
		Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
1. Test	IR/AR	-0.43	0.42	-0.62	0.46	-0.64	0.44
	ABD/ADD	-6.75	2.48	-7.16	3.10	-6.46	2.68
	Flex/Ext	6.32	4.49	6.62	5.20	6.48	4.44
		Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
2. Test	IR/AR	-0.39	0.45	-0.64	0.49	-0.70	0.47
	ABD/ADD	-7.02	2.72	-6.98	2.86	-6.75	2.69
	Flex/Ext	4.77	4.34	3.77	4.31	4.72	3.80
Kniegelenk: 2. Standbeinphasenhälfte							
		Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
1. Test	IR/AR	-2.64	0.89	-2.42	0.88	-2.47	0.87
	ABD/ADD	-4.73	2.66	-5.02	2.54	-4.78	2.4
	Flex/Ext	-6.92	3.37	-4.81	2.96	-5.53	3.44
		Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
2. Test	IR/AR	-2.72	0.94	-2.65	0.89	-2.65	0.88
	ABD/ADD	-4.86	2.75	-5.06	2.53	-5.17	2.48
	Flex/Ext	-8.39	3.57	-7.07	3.06	-7.29	3.62

Datenextraktion Gang – Kinetik
Landry 2008

Tabelle 2 von 2

Landry, S. C., B. M. Nigg, und K. E. Tecante. 2008. „Activity of selected muscles crossing the ankle joint complex and lower limb gait characteristics using an unstable shoe.“ *unpublished*.

Hüftgelenk: 1. Standbeinphasenhälfte

		<i>Mean</i>	<i>SD</i>	<i>Mean</i>	<i>SD</i>	<i>Mean</i>	<i>SD</i>
1. Test	IR/AR	2.11	1.19	2.21	1.54	1.89	1.21
	ABD/ADD	-12.87	3.93	-14.76	4.89	-12.73	4.20
	Flex/Ext	-13.00	6.49	-11.64	6.87	-10.55	6.25
		<i>Mean</i>	<i>SD</i>	<i>Mean</i>	<i>SD</i>	<i>Mean</i>	<i>SD</i>
2. Test	IR/AR	1.69	0.99	1.42	0.90	1.52	0.83
	ABD/ADD	-13.07	5.09	-14.37	5.20	-13.10	4.86
	Flex/Ext	-13.13	6.28	-12.38	5.56	-11.24	5.17

Hüftgelenk: 2. Standbeinphasenhälfte

		<i>Mean</i>	<i>SD</i>	<i>Mean</i>	<i>SD</i>	<i>Mean</i>	<i>SD</i>
1. Test	IR/AR	-2.64	0.89	-2.42	0.88	-2.47	0.87
	ABD/ADD	-14.88	3.26	-14.67	3.93	-14.82	3.78
	Flex/Ext	4.16	4.63	4.34	4.74	5.65	4.20
		<i>Mean</i>	<i>SD</i>	<i>Mean</i>	<i>SD</i>	<i>Mean</i>	<i>SD</i>
2. Test	IR/AR	-2.72	0.94	-2.65	0.89	-2.65	0.88
	ABD/ADD	-15.30	4.06	-15.26	4.27	-15.83	4.24
	Flex/Ext	3.75	4.03	4.25	3.97	4.35	3.40

MBT sign. different from KS (p<0.05)

MBT sign. different from BF (p<0.05)

MBT sign. different from corresponding MBT visit 1 value (p<0.05)

Datenextraktion Gang – Kinetik
Nigg 2004

Tabelle 1 von 2

Nigg, B. M., R. Ferber, und T. Gormley. 2004. „Effect of an unstable shoe construction on lower extremity gait characteristics.“ *unpublished*.

		Kontrollschuh		MBT	
Fussgelenk: 1. Standbeinphasenhälfte					
		Mean	SD	Mean	SD
1. Test	ABD/ADD	52.60	16.35	48.11	16.31
	Inv/Ever	-125.79	71.62	-258.53	94.70
	Dext/Pflex	766.50	402.68	1381.94	553.11
		Mean	SD	Mean	SD
2. Test	ABD/ADD	30.68	9.31	50.97	25.71
	Inv/Ever	-96.44	60.79	-352.48	133.63
	Dext/Pflex	913.40	478.03	1132.90	4196.65
Fussgelenk: 2. Standbeinphasenhälfte					
		Mean	SD	Mean	SD
1. Test	ABD/ADD	-262.20	220.34	-350.78	147.70
	Inv/Ever	-189.61	161.94	-156.22	165.21
	Dext/Pflex	3321.17	835.45	3408.74	693.19
		Mean	SD	Mean	SD
2. Test	ABD/ADD	-351.78	215.79	-314.07	331.59
	Inv/Ever	-141.63	154.54	-290.66	268.7
	Dext/Pflex	3490.97	774.05	3295.13	671.95

**Datenextraktion Gang – Kinetik
Nigg 2004**

Tabelle 2 von 2

Nigg, B. M., R. Ferber, und T. Gormley. 2004. „Effect of an unstable shoe construction on lower extremity gait characteristics.“ *unpublished*.

Kniegelenk: 1. Standbeinphasenhälfte

		<i>Mean</i>	<i>SD</i>	<i>Mean</i>	<i>SD</i>
1. Test	IR/AR	41.49	6.36	32.84	33.17
	ABD/ADD	-806.50	446.36	-713.44	434.52
	Flex/Ext	603.27	373.27	318.13	330.80
		<i>Mean</i>	<i>SD</i>	<i>Mean</i>	<i>SD</i>
2. Test	IR/AR	32.09	6.82	37.57	31.03
	ABD/ADD	-765.78	434.74	-968.72	623.11
	Flex/Ext	578.41	399.97	432.12	345.97

Kniegelenk: 2. Standbeinphasenhälfte

		<i>Mean</i>	<i>SD</i>	<i>Mean</i>	<i>SD</i>
1. Test	IR/AR	-368.19	150.68	-347.02	132.61
	ABD/ADD	-744.78	456.00	-813.76	489.22
	Flex/Ext	-790.47	306.52	-795.25	434.13
		<i>Mean</i>	<i>SD</i>	<i>Mean</i>	<i>SD</i>
2. Test	IR/AR	-371.05	143.69	-383.17	169.98
	ABD/ADD	-676.05	357.52	-952.72	544.49
	Flex/Ext	-898.65	372.47	-762.15	453.14

Hüftgelenk: 1. Standbeinphasenhälfte

		<i>Mean</i>	<i>SD</i>	<i>Mean</i>	<i>SD</i>
1. Test	IR/AR	-247.45	160.44	-173.03	123.65
	ABD/ADD	-2423.37	758.47	-2471.28	763.08
	Flex/Ext	1725.03	692.33	1674.88	496.82
		<i>Mean</i>	<i>SD</i>	<i>Mean</i>	<i>SD</i>
2. Test	IR/AR	-250.80	127.24	-249.95	166.73
	ABD/ADD	-2659.74	569.12	-3060.23	672.72
	Flex/Ext	1756.04	659.91	1823.05	594.64

Hüftgelenk: 2. Standbeinphasenhälfte

		<i>Mean</i>	<i>SD</i>	<i>Mean</i>	<i>SD</i>
1. Test	IR/AR	378.55	124.58	341.50	101.98
	ABD/ADD	-2320.96	759.63	-2353.1	588.58
	Flex/Ext	-1967.62	465.88	-1779.91	552.75
		<i>Mean</i>	<i>SD</i>	<i>Mean</i>	<i>SD</i>
2. Test	IR/AR	423.25	137.92	397.19	216.88
	ABD/ADD	-2525.52	686.32	-2934.89	514.34
	Flex/Ext	-1725.67	449.21	-1913.76	592.90

MBT sign. different from KS (p<0.05)

MBT sign. different from BF (p<0.05)

MBT sign. different from corresponding MBT visit 1 value (p<0.05)

Datenextraktion Gang – Kinetik
Vernon 2004

Vernon, T.,J. Wheat, und R. Naik. 2004. „Changes in gait characteristics of a normal, healthy population due to an unstable shoe construction.“
unpublished.

Kinetik (Nm/bw) - Sagittal joint moments					
		Kontrollschuh		MBT	
Fussgelenk: sagittal joint moments					
		Mean	SD	Mean	SD
	at foot strike	0.04	0.08	0.04	0.08
	at toe off	-0.03	0.10	-0.01	0.10
	max Pflex	1.26	0.50	0.96	0.57
	min Dext	-0.73	0.46	-0.34	0.35
Kniegelenk: sagittal joint moments					
		Mean	SD	Mean	SD
	at foot strike	-0.41	0.32	-0.39	0.33
	at toe off	-0.32	0.29	-0.22	0.29
	max Ext	0.32	1.17	-0.06	0.37
	min Flex	-2.99	1.53	-2.18	1.33
Hüftgelenk: sagittal joint moments					
		Mean	SD	Mean	SD
	at foot strike	0.92	0.78	0.78	0.59
	at toe off	0.60	0.93	0.21	0.89
	max Ext	12.41	5.68	8.06	4.66
	min Flex	-1.97	4.33	-0.67	1.27
MBT sign. different from KS (p<0.05)					

**Datenextraktion Gang – Muskelaktivität
Nigg 2004**

Nigg, B. M., R. Ferber, und T. Gormley. 2004. „Effect of an unstable shoe construction on lower extremity gait characteristics.“ *unpublished*.

100ms vor dem Initial contact

Langsame Muskelfasern

	MBT-Schuh		Kontroll-Schuh	
	<i>Mean</i>	<i>SMD</i>	<i>Mean</i>	<i>SMD</i>
TA 1. Test	0.06	0.02	0.11	0.03
TA 2. Test	0.1	0.03	0.15	0.04
GAS 1. Test	0.01	0.01	0.01	0.01
GAS 2. Test	0.03	0.03	0.01	0.01
VM 1. Test	0.13	0.13	0.12	0.09
VM 2. Test	0.08	0.06	0.08	0.06
BF 1. Test	0.11	0.06	0.21	0.07
BF 2. Test	0.12	0.08	0.14	0.09
GM 1. Test	0.05	0.04	0.05	0.05
GM 2. Test	0.08	0.06	0.07	0.06

Schnelle Muskelfasern

	<i>Mean</i>	<i>SMD</i>	<i>Mean</i>	<i>SMD</i>
TA 1. Test	0.09	0.09	0.11	0.06
TA 2. Test	0.09	0.06	0.13	0.08
GAS 1. Test	0.01	0.01	0.01	0.01
GAS 2. Test	0.01	0.01	0.01	0.01
VM 1. Test	0.03	0.02	0.02	0.01
VM 2. Test	0.01	0.01	0.01	0.01
BF 1. Test	0.03	0.02	0.06	0.03
BF 2. Test	0.07	0.07	0.07	0.05
GM 1. Test	0.01	0.01	0.01	0.01
GM 2. Test	0.01	0.01	0.01	0.01

Alle Muskelfasern

	<i>Mean</i>	<i>SMD</i>	<i>Mean</i>	<i>SMD</i>
TA 1. Test	0.28	0.18	0.42	0.14
TA 2. Test	0.35	0.13	0.5	0.14
GAS 1. Test	0.01	0.02	0.01	0.02
GAS 2. Test	0.03	0.02	0.03	0.02
VM 1. Test	0.26	0.21	0.24	0.15
VM 2. Test	0.17	0.12	0.17	0.11
BF 1. Test	0.27	0.11	0.54	0.15
BF 2. Test	0.35	0.22	0.35	0.21
GM 1. Test	0.12	0.11	0.09	0.06
GM 2. Test	0.22	0.12	0.18	0.12

**Datenextraktion Gang – Muskelaktivität
Nigg 2004**

Nigg, B. M., R. Ferber, und T. Gormley. 2004. „Effect of an unstable shoe construction on lower extremity gait characteristics.“ *unpublished*.

100ms vor dem Initial contact

Langsame Muskelfasern

	MBT-Schuh		Kontroll-Schuh	
	<i>Mean</i>	<i>SMD</i>	<i>Mean</i>	<i>SMD</i>
TA 1. Test	0.06	0.03	0.13	0.07
TA 2. Test	0.08	0.03	0.15	0.05
GAS 1. Test	0.01	0.01	0.01	0.01
GAS 2. Test	0.03	0.02	0.03	0.03
VM 1. Test	0.3	0.22	0.26	0.11
VM 2. Test	0.22	0.08	0.23	0.09
BF 1. Test	0.13	0.09	0.15	0.15
BF 2. Test	0.14	0.11	0.15	0.08
GM 1. Test	0.24	0.2	0.23	0.11
GM 2. Test	0.29	0.27	0.23	0.12

Schnelle Muskelfasern

	<i>Mean</i>	<i>SMD</i>	<i>Mean</i>	<i>SMD</i>
TA 1. Test	0.06	0.04	0.14	0.07
TA 2. Test	0.07	0.04	0.12	0.05
GAS 1. Test	0.01	0.01	0.01	0.01
GAS 2. Test	0.02	0.03	0.01	0.01
VM 1. Test	0.07	0.05	0.07	0.05
VM 2. Test	0.03	0.01	0.03	0.01
BF 1. Test	0.02	0.03	0.02	0.02
BF 2. Test	0.05	0.06	0.03	0.05
GM 1. Test	0.03	0.02	0.02	0.01
GM 2. Test	0.03	0.02	0.03	0.01

Alle Muskelfasern

	<i>Mean</i>	<i>SMD</i>	<i>Mean</i>	<i>SMD</i>
TA 1. Test	0.21	0.09	0.5	0.11
TA 2. Test	0.28	0.08	0.51	0.1
GAS 1. Test	0.02	0.03	0.02	0.02
GAS 2. Test	0.05	0.02	0.05	0.03
VM 1. Test	0.63	0.32	0.57	0.23
VM 2. Test	0.54	0.23	0.54	0.1
BF 1. Test	0.36	0.27	0.33	0.27
BF 2. Test	0.41	0.31	0.37	0.17
GM 1. Test	0.5	0.26	0.51	0.23
GM 2. Test	0.42	0.2	0.54	0.19

Datenextraktion Gang – Muskelaktivität (Trainingseffekt)				
Nigg 2004				
Nigg, B. M., R. Ferber, und T. Gormley. 2004. „Effect of an unstable shoe construction on lower extremity gait characteristics.“ <i>unpublished</i> .				
100ms vor dem Initial contact				
Langsame Muskelfasern				
	1. Untersuchung		2. Untersuchung	
	<i>Mean</i>	<i>SD</i>	<i>Mean</i>	<i>SD</i>
TA	0.06	0.02	0.1	0.03
GAS	0.01	0.01	0.03	0.03
VM	0.13	0.13	0.08	0.06
BF	0.11	0.06	0.12	0.08
GM	0.05	0.04	0.08	0.06
Schnelle Muskelfasern				
	1. Untersuchung		2. Untersuchung	
	<i>Mean</i>	<i>SD</i>	<i>Mean</i>	<i>SD</i>
TA	0.09	0.09	0.09	0.06
GAS	0.01	0.01	0.01	0.01
VM	0.03	0.02	0.01	0.01
BF	0.03	0.02	0.07	0.07
GM	0.01	0.01	0.01	0.01
Alle Muskelfasern				
	1. Untersuchung		2. Untersuchung	
	<i>Mean</i>	<i>SD</i>	<i>Mean</i>	<i>SD</i>
TA	0.28	0.18	0.35	0.13
GAS	0.01	0.02	0.03	0.02
VM	0.26	0.21	0.17	0.12
BF	0.27	0.11	0.35	0.22
GM	0.12	0.11	0.22	0.12

Datenextraktion Gang – Muskelaktivität (Trainingseffekt)**Nigg 2004**

Nigg, B. M., R. Ferber, und T. Gormley. 2004. „Effect of an unstable shoe construction on lower extremity gait characteristics.“ *unpublished*.

100ms vor dem Initial contact**Langsame Muskelfasern**

	1. Untersuchung		2. Untersuchung	
	Mean	SD	Mean	SD
TA	0.06	0.03	0.08	0.03
GAS	0.01	0.01	0.03	0.02
VM	0.3	0.22	0.22	0.08
BF	0.13	0.09	0.14	0.11
GM	0.24	0.2	0.29	0.27

Schnelle Muskelfasern

	1. Untersuchung		2. Untersuchung	
	Mean	SD	Mean	SD
TA	0.06	0.04	0.07	0.04
GAS	0.01	0.01	0.02	0.03
VM	0.07	0.05	0.03	0.01
BF	0.02	0.03	0.05	0.06
GM	0.03	0.02	0.03	0.02

Alle Muskelfasern

	1. Untersuchung		2. Untersuchung	
	Mean	SD	Mean	SD
TA	0.21	0.09	0.28	0.08
GAS	0.02	0.03	0.05	0.02
VM	0.63	0.32	0.54	0.23
BF	0.36	0.27	0.41	0.31
GM	0.5	0.26	0.42	0.2

Datenextraktion Gang – Druckverteilung unter dem Fuss
Stewart 2007

Stewart, L., J. N. A. Gibson, und C. E. Thomson. 2007. „In-shoe pressure distribution in "unstable" (MBT) shoes and flat-bottomed training shoes: A comparative study." *Gait & posture* 25(4): 648-651.

Measured values for mean pressure (kPa)			Minimum	Maximum	Mean	Std. Deviation
	Kontroll-Schuh	Zehen	26.65	60.24	42.97	10.80
		Vorfuss	41.37	73.24	56.92	8.96
		Mittelfuss	13.77	36.49	25.48	5.70
		Rückfuss	44.42	102.03	71.06	14.08
	MBT	Zehen	27.57	98.30	49.93	15.05
		Vorfuss	38.69	70.43	56.99	9.15
		Mittelfuss	11.06	32.12	21.57	5.78
		Rückfuss	44.47	97.54	68.23	13.96

Datenextraktion Gang – Druckverteilung unter dem Fuss
Stewart 2007

Stewart, L., J. N. A. Gibson, und C. E. Thomson. 2007. „In-shoe pressure distribution in "unstable" (MBT) shoes and flat-bottomed training shoes: A comparative study." *Gait & posture* 25(4): 648-651.

Measured values for peak pressure (kPa)			Minimum	Maximum	Mean	Std. Deviation
	Kontroll-Schuh	Zehen	182.50	587.50	307.00	104.88
		Vorfuss	212.50	420.00	296.17	59.94
		Mittelfuss	102.50	275.00	173.25	43.85
		Rückfuss	122.50	330.00	204.60	52.13
	MBT	Zehen	202.50	617.50	327.58	95.90
		Vorfuss	175.00	400.00	288.08	65.85
		Mittelfuss	112.50	225.00	168.40	28.76
		Rückfuss	130.00	307.50	208.17	44.69

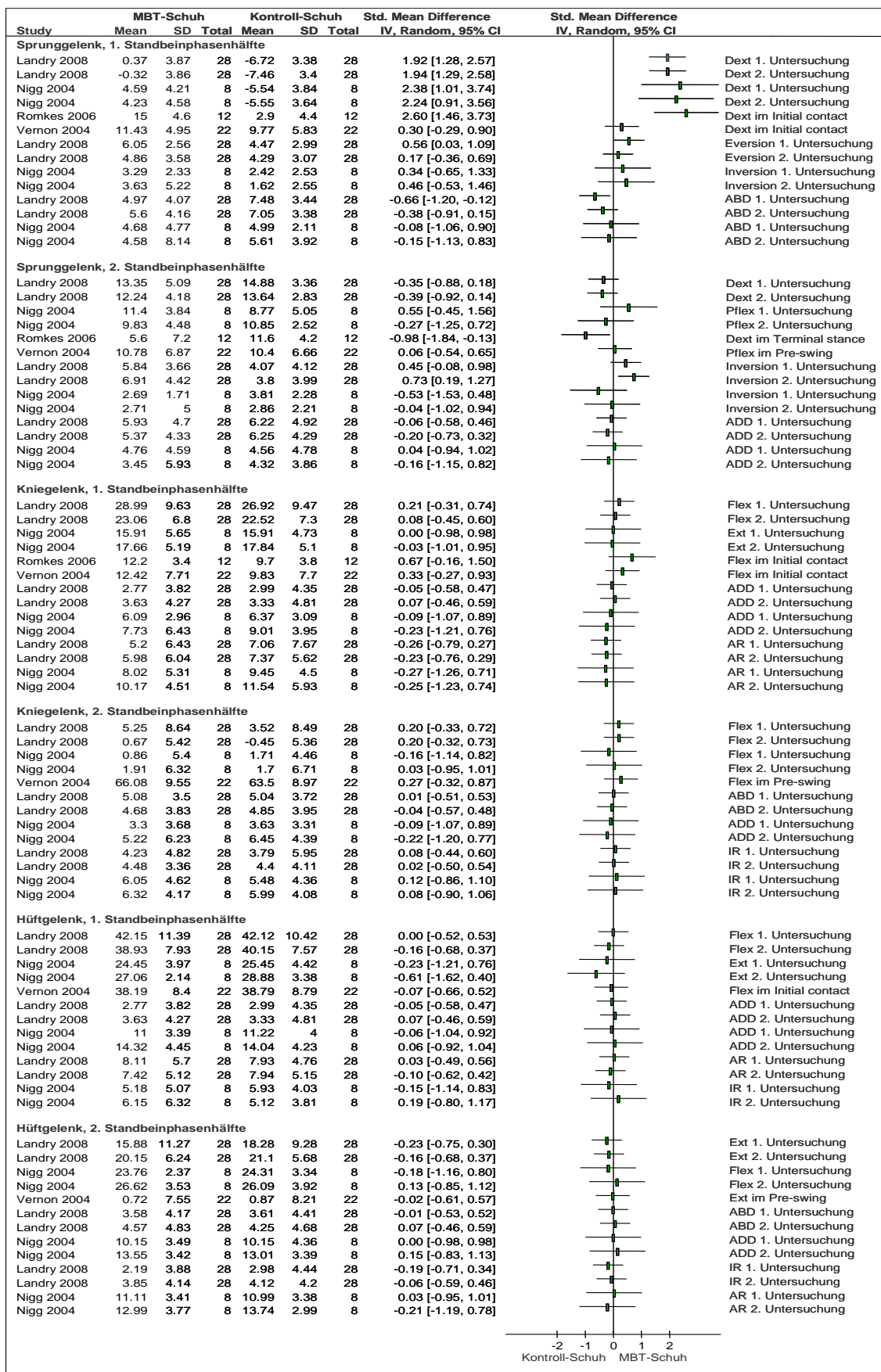


Tabelle 12: Kinematische Unterschiede im Sprunggelenk zwischen dem MBT- und dem Kontroll-Schuh (Landry, Nigg, & Tecante, 2008; Nigg, Ferber, & Gormley, 2004; Romkes, Rudmann, & Brunner, 2006; Vernon, Wheat, & Naik, 2004)

Dext: Dorsalextension, Pflex: Plantarflexion, Ext: Extension, Flex: Flexion, ABD: Abduktion, ADD: Adduktion, IR: Innenrotation, AR: Aussenrotation

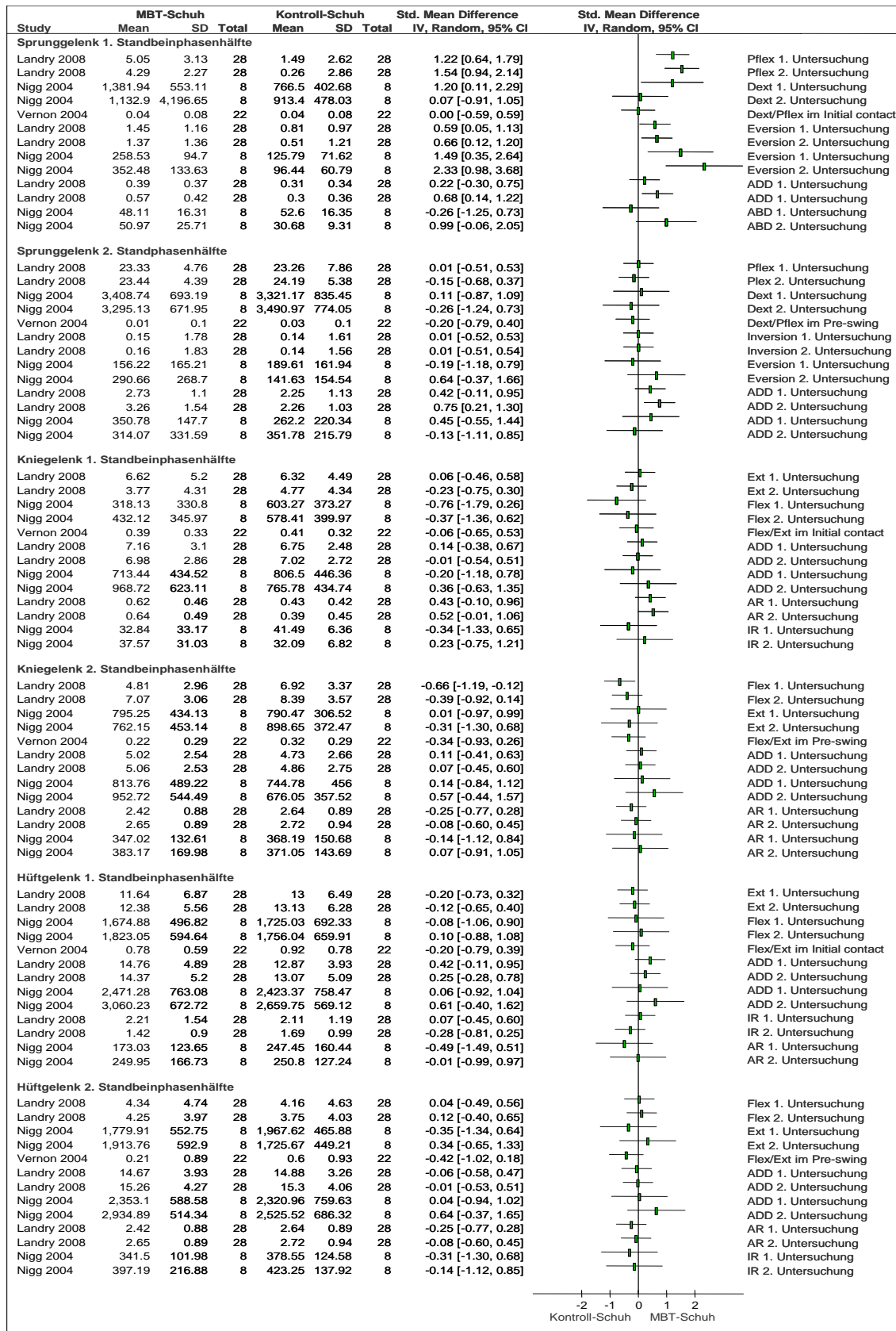


Tabelle 13: Kinetische Unterschiede im Sprunggelenk zwischen dem MBT- und dem Kontroll-Schuh (Landry, Nigg, & Tecante., 2008; Nigg, Ferber, & Gormley, 2004; Vernon, Wheat, & Naik, 2004)
Dext: Dorsalextension, Pflex: Plantarflexion, Ext: Extension, Flex: Flexion, ABD: Abduktion, ADD: Adduktion, IR: Innenrotation, AR: Aussenrotation

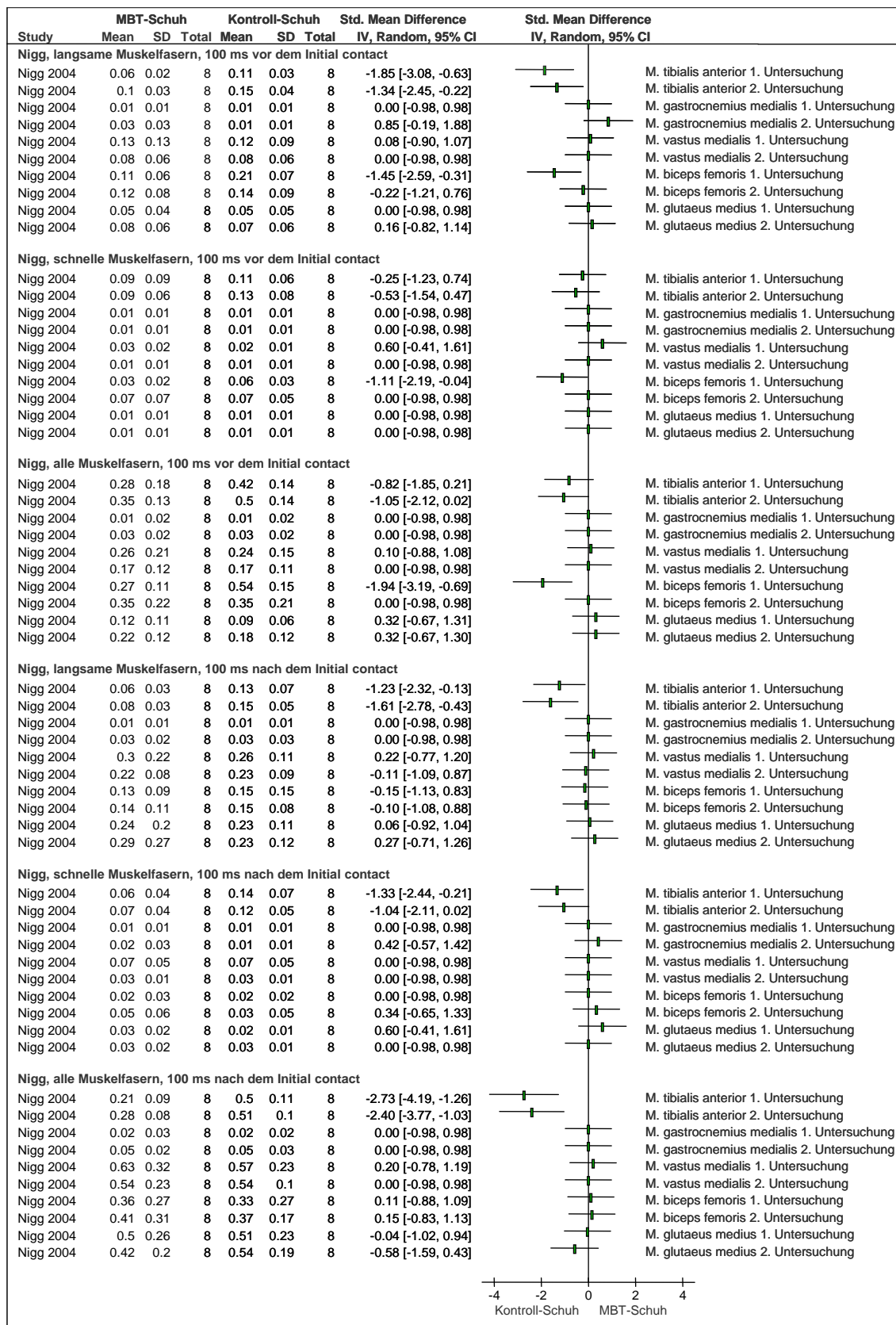


Tabelle 14: Unterschiede der Muskelaktivität im Gang zwischen dem MBT- und dem Kontroll-Schuh (Nigg, Ferber, & Gormley, 2004).

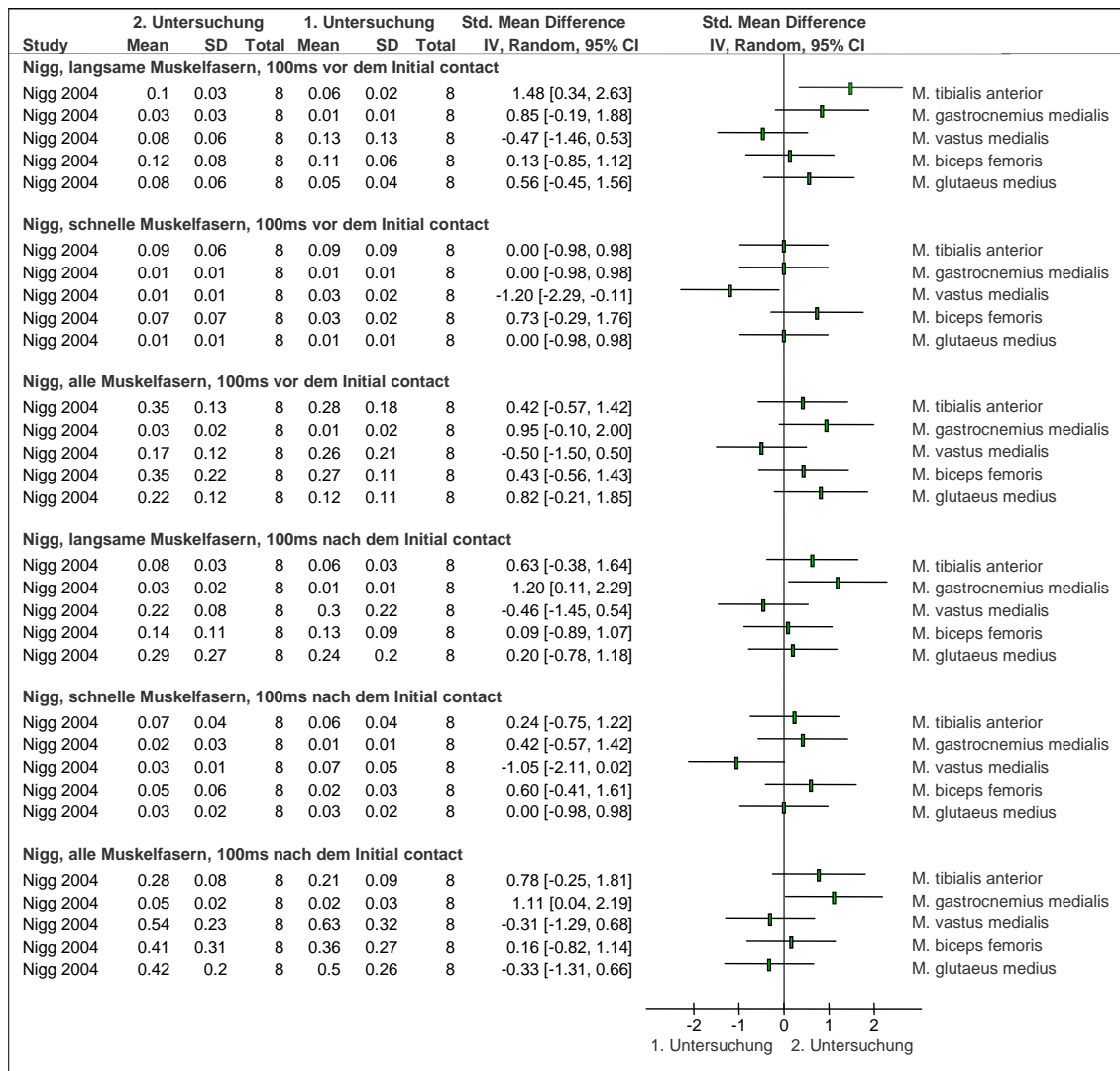


Tabelle 15: Muskulärer Trainingseffekt mit dem MBT-Schuh im Stand, Unterschied der Muskelaktivität zwischen der ersten und der zweiten Untersuchung (Nigg, Ferber, & Gormley, 2004).

MBT®-Schuh versus konventioneller Schuh – eine systematische Literaturübersicht

Standanalyse aus biomechanischer Sicht

Oberhammer Deborah, Schwander Muriel, Wüthrich Valérie

EINLEITUNG Die Zivilisierung, mit der Bildung von grossen Städten, Dörfern und die geteerten Strassen ermöglichen uns heute nur noch selten das Barfussgehen auf natürlichen Böden. Darauf reagiert der Körper mit einer verminderten Aktivität der stabilisierenden, auf unebenen und weichen Naturboden aktiven, Muskeln (Amann, 2008).

Das Konzept des MBT-Schuhs soll den Menschen diese natürliche Muskelaktivität zurückgeben.

Ziel der systematischen Literaturübersicht war es verschiedene biomechanische Parameter im Stand mit MBT-Schuhen gegenüber Kontroll-Schuhen zu analysieren.

METHODE Eine systematische Literaturübersicht mit Literatur aus den Datenbanken Pubmed, Cinahl und Cochrane Central und Studien von der Firma Swiss Masai. Vier Studien wurden eingeschlossen.

	Selection bias	Study design	Confounders	Blinding	Withdrawals and Drop-out	Not sponsored by MBT	Final rating for this study
Landry 2008	Yellow	Green	Green	Green	Green	Red	Yellow
Nigg 2004	Yellow	Green	Green	Green	Green	Red	Yellow
Nigg 2006	Yellow	Green	Green	Green	Green	Red	Yellow
Stewart 2007	Red	Green	Green	Green	Green	Red	Yellow

Abbildung. 1: Bewertungs-Übersicht der eingeschlossenen Studien mit der adaptierten Thomas-Skala (Landry, Nigg, & Tecante, 2008; Nigg, Ferber, & Gormley, 2004; Nigg, Hintzen, & Ferber, 2006; Stewart, Gibson, & Thomson, 2007). Grün: gute Bewertung, Gelb: mittelmässige Bewertung, Rot: schlechte Bewertung

RESULTATE Die Muskelaktivität ist mit dem MBT-Schuh im M. tibialis anterior in den langsamen (SMD 1.52 [95% KI 0.37, 2.67]) und den schnellen Muskelfasern (SMD 1.21 [95% KI 0.12, 2.31]), im M. gastrocnemius medialis in den langsamen (SMD 1.51 [95% KI 0.36, 0.64]) und schnellen Muskelfasern (SMD 1.49 [95% KI 0.34, 2.64]), und im M. vastus medialis in den langsamen Muskelfasern (SMD 1.17 [95% KI 0.08, 2.25]) im Vergleich zum Kontroll-Schuh signifikant grösser (Nigg, Ferber, & Gormley, 2004).

Der M. gastrocnemius medialis zeigt als einziger Muskel eine signifikante Zunahme der Muskelaktivität nach zweiwöchigem Tragen des MBT-Schuhs. Dies bei den langsamen (SMD 1.48 [95% KI 0.34, 2.63]) und schnellen Muskelfasern (SMD 1.57 [95% KI 0.41, 2.74]) (Nigg, Ferber, & Gormley, 2004).

Der Maximaldruck ist mit dem MBT-Schuh unter den Zehen signifikant grösser als mit dem Kontroll-Schuh (Stewart, Gibson, Thomson, 2007).

Die Körperschwerpunkt-Schwankungen sind mit dem MBT-Schuh signifikant grösser (SMD 1.59 [95% KI 1.24, 1.49]) (Landry, Nigg, & Tecante, 2008; Nigg, Ferber, & Gormley, 2004; Nigg, Hintzen, & Ferber, 2006).

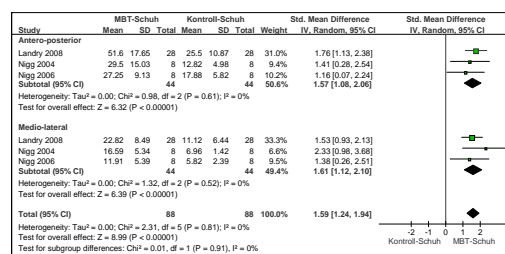


Tabelle 1: Unterschiede der Körperschwerpunkt-Schwankung in antero-posteriorer und medio-lateraler Richtung zwischen dem MBT- und dem Kontroll-Schuh (Landry, Nigg, & Tecante, 2008; Nigg, Ferber, & Gormley, 2004; Nigg, Hintzen, & Ferber, 2006).

Schwankungen bei Landry 2008 in Millimeter/15 Sekunden, Nigg 2004 und Nigg 2006 in Millimeter/10 Sekunden.

DISKUSSION Die Instabilität ist mit dem MBT-Schuh erhöht, was zu einer tendenziell erhöhten Muskelaktivität führt. Dies vor allem in der sprunggelenknahen Muskulatur. In der Zeitspanne von zwei Wochen lässt sich die Muskelaktivität steigern, es kommt also zu einem Trainingseffekt.

Die Instabilität hat auch Einfluss auf die Druckverteilung unter dem Fuss. Der Druck erhöht sich unter den Zehen und dem Vorfuss, während es im Mittel und Hinterfuss zu einer Abnahme kommt (Stewart, Gibson, & Thomson, 2007).

Wir empfehlen den MBT-Schuh als sensomotorisches Trainingsgerät
Bei einer Polyneuropathie ist unserer Meinung nach Vorsicht geboten
Der MBT-Schuh könnte bei Rückfussproblematiken hilfreich sein

Literatur:

- Amann, F. (2008). Was unter den Füssen ist, entscheidet wie es dem Rücken geht! *Gesundsitzen - Schweizer Magazin für Ergonomie am Arbeitsplatz und zu Hause*, (09), 16-17.
- Gollhofer, A. (2007). Funktionelle Testung des MBT-Schuhs im Vergleich zu einem Sensomotorischen Training. *unpublished*.
- Landry, S. C., Nigg, B. M., & Tecante, K. E. (2008). Activity of selected muscles crossing the ankle joint complex and lower limb gait characteristics using an unstable shoe. *unpublished*.
- Nigg, B. M., Ferber, R., & Gormley, T. (2004). Effect of an unstable shoe construction on lower extremity gait characteristics. *unpublished*.
- Nigg, B. M., Hintzen, S., & Ferber, R. (2006). Effect of an unstable shoe construction on lower extremity gait characteristics. *Clinical Biomechanics*, 21(1), 82-88.
- Rojacher, B. (2004). Eine vergleichende Studie der MASAI-Barfuss-Technologie mit einem labilen Therapiegerät (Diplomarbeit). Klagenfurt: Akademie für den Physiotherapeutischen Dienst.
- Stewart, L., Gibson, J. N. A., & Thomson, C. E. (2007). In-shoe pressure distribution in. *Gait & posture*, 25(4), 648-651.

MBT®-Schuh versus konventioneller Schuh – eine systematische Literaturübersicht

Ganganalyse aus biomechanischer Sicht

Oberhammer Deborah, Schwander Muriel, Wüthrich Valérie

EINLEITUNG Die Zivilisierung, mit der Bildung von grossen Städten, Dörfern und die geteerten Strassen ermöglichen uns heute nur noch selten das Barfussgehen auf natürlichen Böden. Darauf reagiert der Körper mit einer verminderten Aktivität der stabilisierenden, auf unebenen und weichen Naturboden aktiven, Muskeln (Amann, 2008).

Das Konzept des MBT-Schuhs soll den Menschen diese natürliche Muskelaktivität zurückgeben.

Ziel der systematischen Literaturübersicht war es verschiedene biomechanische Parameter im Gang mit MBT-Schuhen gegenüber Kontroll-Schuhen zu analysieren.

METHODE Eine systematische Literaturübersicht mit Literatur aus den Datenbanken Pubmed, Cinahl und Cochrane Central und Studien von der Firma Swiss Masai. Sechs Studien wurden eingeschlossen.

	Selection bias	Study designs	Confounders	Blinding	Withdrawals and Drop-out	Not sponsored by MBT	Final rating for this study
Landry 2008	Yellow	Yellow	Yellow	Yellow	Yellow	Yellow	Strong
New 2007	Red	Yellow	Yellow	Yellow	Yellow	Yellow	Moderate
Nigg 2004	Yellow	Yellow	Yellow	Yellow	Yellow	Yellow	Weak
Romkes 2006	Red	Yellow	Yellow	Yellow	Yellow	Yellow	Moderate
Stewart 2007	Red	Yellow	Yellow	Yellow	Yellow	Yellow	Moderate
Vernon 2004	Yellow	Yellow	Yellow	Yellow	Yellow	Yellow	Moderate

Abbildung 1: Bewertungs-Übersicht der eingeschlossenen Studien mit der adaptierten Thomas-Skala (Landry, Nigg, & Tecante, 2008; New & Pearce, 2007; Nigg, Ferber, & Gormley, 2004; Romkes, Rudmann, & Brunner, 2006; Stewart, Gibson, & Thomson, 2007; Vernon, Wheat, Naik, & Pettit, 2004).

Grün: gute Bewertung, Gelb: mittelmässige Bewertung, Rot: schlechte Bewertung

RESULTATE Die Muskelaktivität der langsamen Muskelfasern des M. tibialis anterior sind 100 ms vor (SMD -1.85 [95% KI -3.08, -0.63]) und 100 ms nach dem Initial contact (SMD -1.23 [95% KI -2.32, -0.13]) mit dem MBT-Schuh signifikant kleiner. Der M. biceps femoris zeigt mit dem MBT-Schuh ebenfalls eine kleinere Muskelaktivität (SMD -1.94 [95% KI -3.19, -0.69]) als mit dem Kontroll-Schuh (Nigg, Ferber, & Gormley, 2004).

Nach zweiwöchigem Tragen des MBT-Schuhs zeigt sich für den M. tibialis anterior (SMD 1.48 [95% KI 0.34, 2.63]) und den M. gastrocnemius medialis (SMD 1.20 [95% KI 0.11, 2.29]) eine signifikante Zunahme und für den M. vastus medialis (SMD -1.20 [95% KI -2.29, -0.11]) eine signifikante Abnahme der Muskelaktivität (Nigg, Ferber, & Gormley, 2004).

Kinematisch zeigt sich mit dem MBT-Schuh in der ersten Standbeinphasenhälfte eine signifikant grössere Dorsalextension im Sprunggelenk (Landry, Nigg, & Tecante, 2008; Nigg, Ferber, & Gormley, 2004; Romkes, Rudmann, & Brunner, 2006).

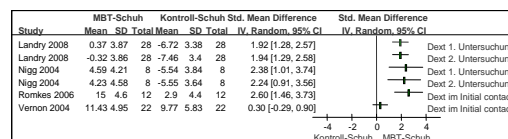


Tabelle 1: Kinematische Unterschiede im Sprunggelenk zwischen dem MBT- und dem Kontroll-Schuh (Landry, Nigg, & Tecante, 2008; Nigg, Ferber, & Gormley, 2004; Romkes, Rudmann, & Brunner, 2006; Vernon, Wheat, Naik, & Pettit, 2004). Dext: Dorsalextension

Kinetisch zeigt sich für den MBT-Schuh in der ersten Standbeinphasenhälfte ein signifikant grösseres Eversions- und Plantarflexions-Drehmoment im Sprunggelenk (Landry, Nigg, & Tecante, 2008; Nigg, Ferber, & Gormley, 2004).

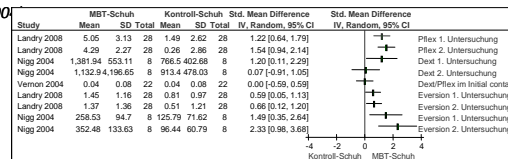


Tabelle 2: Kinetische Unterschiede (Drehmomente) im Sprunggelenk zwischen dem MBT- und dem Kontroll-Schuh (Landry, Nigg, & Tecante, 2008; Nigg, Ferber, & Gormley, 2004; Vernon, Wheat, Naik, & Pettit, 2004). Dext: Dorsalextension, Pfllex: Plantarflexion

DISKUSSION Durch die Sohlenkonstruktion des MBT-Schuhs ergibt sich in der ersten Standbeinphasenhälfte eine erhöhte Dorsalextension im Sprunggelenk, was wiederum zu einer verminderten Muskelaktivität des M. tibialis anterior führt (Nigg, Ferber, & Gormley, 2004).

Die veränderte Kinematik führt ebenfalls zu gesteigerten Drehmomenten im Sprunggelenk. Dies vor allem in der ersten Standbeinphasenhälfte (Landry, Nigg, & Tecante, 2008; Nigg, Ferber, & Gormley, 2004).

Wir empfehlen den MBT-Schuh als sensomotorisches Trainingsgerät
Unserer Meinung nach ist bei Sprunggelenksarthrose Vorsicht geboten
Patienten mit einer akut eingeschränkten Sprunggelenksmobilität könnten vom MBT-Schuh profitieren

Literatur:

- Amann, F. (2008). Was unter den Füßen ist, entscheidet wie es dem Rücken geht! *Gesundsitzen - Schweizer Magazin für Ergonomie am Arbeitsplatz und zu Hause*, (09), 16-17.
- Landry, S. C., Nigg, B. M., & Tecante, K. E. (2008). Activity of selected muscles crossing the ankle joint complex and lower limb gait characteristics using an unstable shoe. *unpublished*.
- New, P., & Pearce, J. (2007). The effects of Masai Barefoot Technology footwear on posture: an experimental designed study. *Physiotherapy Research International*, 12(4), 202. doi:10.1002/pri.386
- Nigg, B. M., Ferber, R., & Gormley, T. (2004). Effect of an unstable shoe construction on lower extremity gait characteristics. *unpublished*.
- Romkes, J., Rudmann, C., & Brunner, R. (2006). Changes in gait and EMG when walking with the Masai Barefoot Technique. *Clinical Biomechanics*, 21(1), 75-81.
- Stewart, L., Gibson, J. N. A., & Thomson, C. E. (2007). In-shoe pressure distribution in. *Gait & posture*, 25(4), 648-651.
- Vernon, T., Wheat, J., Naik, R., & Pettit, G. (2004). Changes in gait characteristics of a normal, healthy population due to an unstable shoe construction. *unpublished*.