

Orthopädie

Zeitschrift für Prävention und Rehabilitation

schuhtechnik



Sohlengänger:

Schuhe mit Funktion

Erweiterte Internetversion des Artikels:

Wie bewegt sich der Fuß - barfuß auf Naturboden, mit Schuhen und mit MBT?

Abrufbar unter: www.amann.ch/naturbodenstudie



Offizielles Organ des
Zentralverbandes
Gesundheitshandwerk
Orthopädieschuhtechnik



und des
Internationalen Verbandes
der Orthopädieschuhtechniker

Franz Amann, Adriane Lang:

Wie bewegt sich der Fuß – barfuß auf Naturboden, mit Schuhen und mit MBT?

Zusammenfassung:

Es gibt nur wenige Studien, die das Gehen auf natürlichem Untergrund untersucht haben und noch keine veröffentlichten, welche die genauen Bewegungen des Fußes auf Naturboden analysiert haben. Die Fragestellung zu dieser Studie war: Wie bewegt sich der Fuß barfuß auf Beton, Rasen und Sand im Vergleich zu Schuhen und MBT? Wie und wo wirken Plantardrücke auf den Fuß und wie verändern sich die Winkelwerte sowie Winkelgeschwindigkeiten? Dies waren die leitenden Fragestellungen, welche folgende Resultate geliefert haben: Auf Betonboden steigt der Druck unter der Ferse stark an. Auf Rasen wird die Bodenunebenheiten in der Druckkurve sichtbar. Die Fußdruckbelastung und Fußbewegung ist auf Sand komplett anders und hat große Ähnlichkeit mit den Messungen von MBT. Der Rückfuß wird im Sand weniger, dafür der Mittelfuß stärker belastet. Die Winkelanalyse zeigt, dass der Fuß beim ersten Bodenkontakt auf hartem Boden am stärksten und auf dem weichsten Boden am wenigsten supiniert ist. Hingegen sind die Supinationswinkel in der Mid Stance auf allen Untergründen ähnlich klein. Die Videoanalyse ergibt vor allem unterschiedliche Schrittlängen und Geschwindigkeiten. Die Studie veranschaulicht, dass der Fuß auf Naturboden anders gefordert wird und der MBT den Füßen einen großen Teil des natürlichen Bewegungsablaufes zurückgibt.

Der Beitrag ist eine leicht erweiterte und um einige Grafiken ergänzte Version des Artikels, der in der Orthopädieschuhtechnik 1/2007 erschienen ist.

Anschrift der Verfasser:

Franz Amann, Adriane Lang
AMANN.ch AG
Orthopädie-Schuhtechnik
Rosentalstraße 20
CH-4058 Basel
E-Mail: info@amann.ch

Für welchen Untergrund ist unser Bewegungsapparat gebaut? Denken wir nur 100 Jahre zurück, wie waren damals die Wege und Straßen oder die Stein- und Holzböden im Haus? Wir haben uns in der zivilisierten Welt durch die Industrialisierung zu einer „Fahr-Gesellschaft“ entwickelt, in der der unebene Naturboden immer ebener wurde und für unseren Bewegungsapparat eintönige und monotone Grundlagen zum Gehen geschaffen wurden. Unsere Möglichkeiten auf Naturboden gehen zu können beschränken sich meist auf zwei Wochen im Jahr, wenn wir im Urlaub am Meer barfuß dem Sandstrand entlang gehen und dies als sehr angenehm empfinden (Abb. 1).

Neustes Gangmesssystem

Es gibt nur wenige Studien, die das Gehen auf natürlichem Untergrund untersucht haben. Keine dieser Studien hat die Fußbewegung gemessen und analysiert. Praktisch alle Ganganalysen werden in einem Ganglabor mit oder ohne Laufband durchgeführt.

Mit der Entwicklung eines neuen Messsystems ist es nun einfacher möglich, Fußdruckmessungen kombiniert mit der Fußbewegung aufzuzeichnen und Messungen auf verschiedenen Untergründen zu machen. Das neuartige Messsystem „ParoLogg“ entwickelte die Firma Paromed.

Paromed hat langjährige Erfahrung mit piezorezistiven Druckmesssohlen. Diese wurden weiterentwickelt und mit je einem Gyroskop ergänzt. Die innovative Kombination von Druck und Fußbewegung in einem System ermöglicht schnellere Auswertungen.

Ein Gyroskop ist ein Trägheitsmesser, welcher die Position und Geschwindigkeit aller drei Bewegungsachsen X, Y und Z misst.

Das Gyroskop wird auf dem Fußbrist befestigt und vor der Messung mit der korrekten Fußstellung kalibriert, beziehungsweise auf Null gestellt. Die X-Achse misst die Supination und Prona-



1 Sandstrand für angenehmes Barfußgehen.

tion. Die Y-Achse die Flexion und Extension. Die Z-Achse misst die Außen- und Innenrotation (Eversion und Inversion) des Fußes. Neben den Drehwinkeln kann damit auch die Winkelgeschwindigkeit und die Beschleunigung gemessen und ausgewertet werden. Damit die komplexen dreidimensionalen Bewegungen einfacher zu verstehen sind, zeigt die Analysesoftware einen virtuell bewegten Fuß, welcher die genaue räumliche Position darstellt (Abb. 2).

Die integrierte Ganganalyse kann aus den Daten die Schrittweite, Schrittlänge und Kadenz berechnen. Mit den Gyrodaten werden so schnell Anomalitäten im pathologischen Gangbild zwischen dem linken und dem rechten Fuß sichtbar und in einer Verlaufskontrolle dokumentiert. Die Messungen wurden mit 100 Hz durchgeführt.

Erste Ergebnisse mit dem neuen System sind beim internationalen IVO/APO Kongress im November 2006 in Basel von der Firma AMANN.ch AG Orthopädie-Schuhtechnik präsentiert worden. Insbesondere waren die Messungen mit dem MBT von Interesse, da dieser häufig mit dem Gehen auf wei-



2 Darstellung der mit dem „ParoLogg“-System gewonnenen Messergebnisse.

chem Naturboden verglichen wird, aber konkrete Zusammenhänge noch nicht untersucht wurden. Denn Barfußmessungen der Fussbewegung mit 2D-Videoanalysesystemen sind zum Beispiel im Sand nicht möglich, da die Marker verschwinden. Mit einem Vicon-3D-System könnten solche Messungen gemacht werden. Der Aufwand, verschiedene natürliche Untergründe im Ganglabor aufzubauen, wäre jedoch entsprechend groß.

Probanden

Die Messungen wurden mit sechs Personen im Alter zwischen 23 und 72 mit einem Durchschnittsalter von 53 Jahren durchgeführt. Sie hatten weder Beschwerden am Bewegungsapparat noch künstliche Gelenke. In der Gesamtheit aller Probanden waren gleich viele „MBT geübte“ und „MBT ungeübte“ Personen.

Messablauf

Für die Barfußmessung wurden die Messsohlen direkt unter den Fuß gelegt und darüber ein dünner Sportsocken gezogen. Die Gyroskope waren am Elastband über dem Rist befestigt (Abb. 3). Für die parallele Videoaufzeichnung waren die Probanden zusätzlich mit Markern entlang der Körpervektorlinie ausgestattet. Um die Messsohlen möglichst zu schonen, wurden die Probanden zu den verschiedenen Messstationen mit einem Rollwagen „transportiert“.

Am Startpunkt wurden die Controller am linken und rechten Bein synchronisiert und initialisiert. Die Messsohlen wurden unbelastet kalibriert und bei der anschließenden statischen

Druckmessung von 10 Sekunden wurden die Gyroskope kalibriert. Auf dem jeweiligen Untergrund wurden mindestens 8 bis 10 Schritte gemessen. Nach der Messung wurden die Daten per Funk übertragen und auf dem PC gespeichert.

Die Messungen wurden mit allen Probanden Barfuß auf Betonboden, auf feuchtem Fußballrasen, auf trockenem Sand, mit normalen Schuhen (Abb. 4) und mit MBT (Abb. 5) auf Beton durchgeführt. Der MBT ist mit einem runden und weichen Sohlenunterbau sowie einem Masai Sensor (sehr weiches Material an der Ferse) ausgestattet (Amann 2003), was auf flachem Boden starke dreidimensionale Fußbewegungen zulässt.

Resultate

Das „ParoLogg“ Messsystem liefert eine Vielzahl von Messwerten. Bei jedem Proband (n = 6) wurden drei rechte und drei linke Schritte (n = 150) analysiert (Abb. 6). Folgende Daten wurden ausgewertet:

Plantardruckwerte:



4 Turnschuhe mit Gyroskop.



3 Probandin mit der Messapparatur von vorn und von der Seite.

– Messung mit piezorezitiven Druckmesssohlen

Gyroskop-Daten:

Initial Contact:

- Pro-/Supinationswinkel,
- Extensions-/Flexionswinkel,
- Winkelgeschwindigkeit Pro-/Supination,
- Winkelgeschwindigkeit Flexion/Extension

Mid Stance:

- Pro-/Supinationswinkel,
- Pre-Swing (Toe-off):
- Pro-/Supinationswinkel,
- Extensions-/Flexionswinkel,
- Winkelgeschwindigkeit Pro-/Supination,
- Winkelgeschwindigkeit Flexion/Extension

Videoanalyse: aufgenommen von der Seite mit Markerpunkten auf den Gelenkachsen



5 MBT mit Gyroskop.

Resultate der Messungen

(n=6 Personen / Ausgewertet: 3 Schritte links, 3 Schritte rechts, n=150 Schritte)

Gangphase	Messgrösse	Barfuss auf:				
		Beton	Rasen	Sand	MBT	Schuhe
Initial Contact	Supinationswinkel	8,5 °	7,0 °	3,3 °	5,8 °	7,3 °
	Dorsalextensions-Winkel (In Bezug zu Boden)	11,1 °	14,8 °	11,2 °	20,1 °	18,5 °
	Winkelgeschwindigkeit Pro-/Supination	-61 %/s	-94 %/s	-93 %/s	-104 %/s	-119 %/s
Mid Stance	Supinationswinkel	1,2 °	1,9 °	0,9 °	2,2 °	1,7 °
	Pronationswinkel (minus) / Supinationswinkel (plus)	-4,7 °	-3,0 °	-2,1 °	0,0 °	3,1 °
	Plantarflexions-Winkel (In Bezug zu Boden)	51,9 °	48,7 °	42,0 °	53,7 °	49,9 °
Pre-Swing (Toe-off)	Winkelgeschwindigkeit Pro-/Supination	64 %/s	39 %/s	62 %/s	60 %/s	40 %/s
	Winkelgeschwindigkeit Plantarflexion	344 %/s	399 %/s	361 %/s	280 %/s	345 %/s
	Berechnung	Rückgang des Supinationswinkel (IC - MS)	7,3 °	5,1 °	2,5 °	3,7 °

Legende: Initial Contact (IC) = initialer / erster Bodenkontakt
 Mid Stance (MS) = Mittlere Standphase
 Pre-Swing (PS) = Vorschwungphase (Abstoss)
 Toe-off = Letzter Zehenkontakt
 ° = Winkelgrad
 %/s = Winkelgeschwindigkeit in Grad pro Sekunde

6 Resultate aller ausgewerteten Winkel und Winkelgeschwindigkeiten.

Plantardruckwerte

Aus Druckkurven lässt sich die Druckeinwirkung auf den Fuß ablesen und graphisch darstellen (Abb. 7). Die Grafiken sind aufgeteilt in Rückfuß (rot), Mittelfuß (grün), Vorfuß (blau) und die Gesamtdruckkurve (schwarz).

Bei den Abbildungen 8 bis 12 wurden jeweils drei aufeinander folgende Schritte (4./5./6. Schritt) desselben Untergrundes übereinander gelegt.

Abbildung 8 zeigt die Druckkurve beim Barfußgehen auf Betonboden. Auffallend ist die steil ansteigende Kurve beim Fußauftritt (rote Linie) und der starke Abstoß mit dem Vorfuß (blaue Linie) am Ende des Schrittes. Die grüne Linie zeigt die Belastung des Mittelfußes, gegenüber dieser wird der Vor- und Rückfuß 45 bis 65 Prozent stärker belastet. Die hohen Druckwerte (rote und blaue Linie) zeigen, dass der Auftritt kaum gedämpft wird und in der Abstoßphase viel Kraft eingesetzt wird.

Beim Barfußgehen auf Rasen sehen die Druckwerte erwartungsgemäß anders aus (Abb. 9). Der unebene Untergrund wirkt sich stark auf den Kurvenverlauf aus. Die Fußzonen werden bei jedem Schritt an anderen Stellen belastet. Die maximalen Druckwerte von Ferse, Mittelfuß und Vorfuß sind einander fast angeglichen.

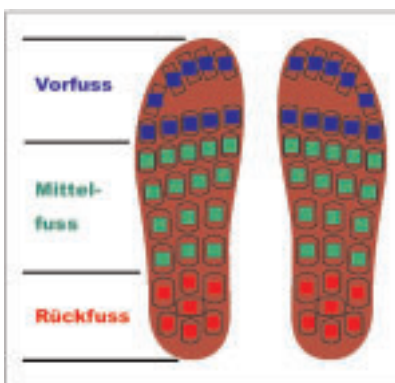
Die Druckverteilung auf Sandboden (Abb. 10) weist nochmals ein anderes Bild auf. Durch das Einsinken in den Sand ist einerseits der Druck auf den Rückfuß viel geringer, andererseits wird der Mittelfuß stärker (+25%) und vor allem fast gleichzeitig mit dem Aufsetzen der Ferse belastet, da der Fuß sozusagen gleich im Sand „eingebettet“ wird. Der Druck auf den Vorfuß steigt regelmäßig bis zum Abstoß an. Beim Abstoß bleibt die Gesamtdruckkurve (schwarze Linie) fast flach, wahrscheinlich verursacht durch das Wegrutschen des Sandes. Die Bodenkontaktzeit ist im Schnitt aller Pro-

banden zirka 20 Prozent länger.

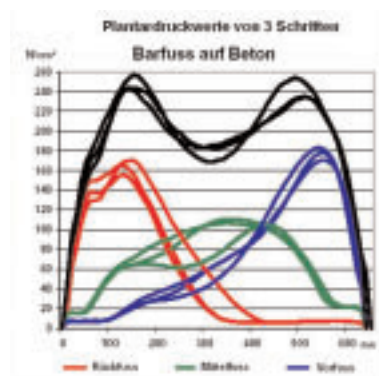
Die drei Schritte mit normalen Schuhen auf Betonboden (Abb. 11) ergeben gleichmäßige Kurvenverläufe. Die Druckbelastung des Vor- und Rückfußes ist zirka 40 Prozent höher als die Belastung des Mittelfußes.

Bei der MBT-Messung (Abb. 12) ist der maximale Druck bei der Ferse und dem Mittelfuß praktisch gleich. Die Belastung des Vorfußes nimmt ab 100 Millisekunden sehr gleichmäßig bis zum Abstoß zu. Der Mittelfuß wird sehr lange belastet – fast bis zum Vorfußabstoß – was mit der speziellen Gangtechnik in MBT zusammenhängt.

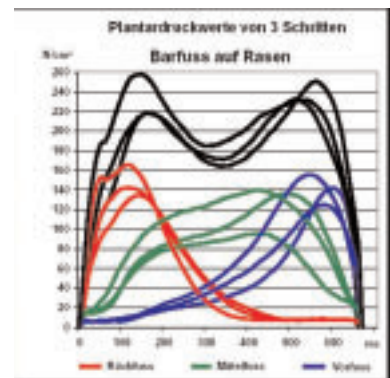
Beim Vergleichen der Kurven untereinander zeigt sich, dass die Schritte auf Naturboden weniger gleichmäßig sind als mit Schuhen oder auf hartem Boden. Die Ursache hierfür ist wohl die Unregelmäßigkeit des Naturbodens. Der Körper muss den Fuß muskulär bei jedem Schritt in einer anderen Position stabilisieren, um den Körper-



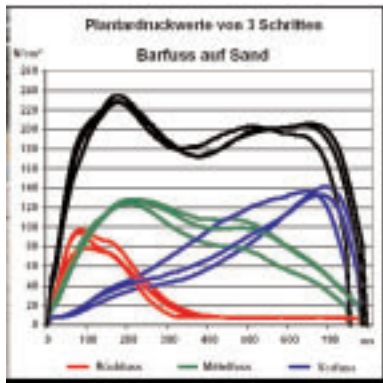
7 Sensoranordnung der Druckmesssohlen.



8 Plantardruckwerte Barfuß auf Betonplatten.



9 Plantardruckwerte Barfuß auf Fußballrasen.



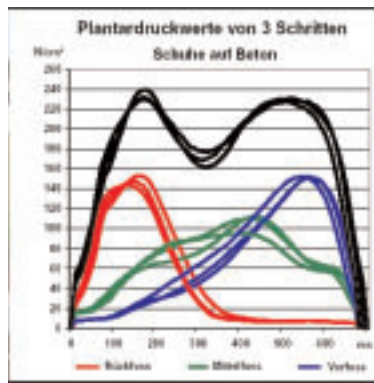
10 Plantardruckwerte Barfuß auf weichem Sand.

schwerpunkt optimal gegen die Gravitationskraft auszurichten. Die Druckwerte im Rück- und Vorfuß sind jedoch mit Schuhen im Gesamten etwas niedriger als barfuß auf Beton, da durch den Schuh die einwirkende Kräfte besser verteilt werden.

Wenn das Barfußgehen auf hartem Boden und auf Sand direkt verglichen wird (Abb. 13), zeigen sich sehr gut die großen Unterschiede in der Druckverteilung. Die Hauptursache hierfür liegt vor allem darin, dass sich der Sandboden an die Wölbung des Fußes anpasst, und der Fuß im weichen Untergrund natürlich abrollen kann. Auf hartem Boden klappt der Fuß hingegen schnell ab, was dazu führt, dass der Fuß ungleichmäßig belastet wird und hohe Druckspitzen entstehen.

Wenn das Gehen in normalen Schuhen und MBT verglichen wird (Abb. 14) sind die Unterschiede ähnlich wie beim Gehen auf hartem Boden und auf Sand. Im normalen Schuh zeigt sich ähnlich dem Barfußgehen auf Betonboden bei der Druckkurve (rote Linie) das „Abklappen“ des Fußes. Im MBT wird durch die Sohlenkonstruktion das Drehmoment im Sprunggelenk verringert (Kälin/Segesser 2004) und eine kontrolliertere Abrollung ermöglicht.

Interessant ist der genauere Vergleich der Druckkurven beim Gehen auf Sand, mit der vom Gehen im MBT (Abb. 13 und 14 rechts). Abgesehen vom Vorfußabdruck sind die Druckwerte erstaunlich ähnlich; bei beiden zeigt sich ein relativ geringer Druck im Rückfußbereich und eine schnelle und gleich starke Belastung des Mittelfußes nach dem Aufsetzen der Ferse (etwas später beim MBT). Die auf den Körper einwirkenden Kräfte werden durch das rasche Belasten des Mittelfußes auf eine größere Fläche verteilt

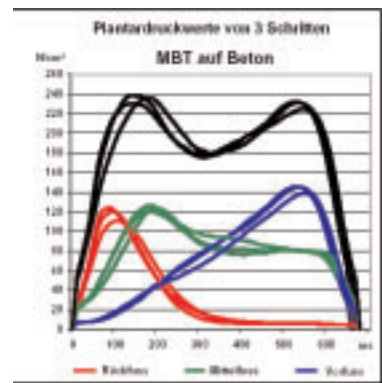


11 Plantardruckwerte auf Betonplatten mit Turnschuhen.

und sind somit an der Ferse entsprechend niedriger. Der Masai Sensor, der weiche Fersenkeil, übernimmt beim MBT die Aufgabe des Einsinkens mit der Ferse im Sand (Amann 2003). Beim Barfußgehen auf Betonboden wirken bei diesem Beispiel 163 N/cm² auf die Ferse ein, bei MBT und Sand jedoch nur 120 N/cm² respektive 95 N/cm². Dies entspricht einer prozentualen Abnahme von 27 beziehungsweise 42 Prozent. Dies kann zum Beispiel bei Gelenkproblemen bereits eine große Entlastung mit Schmerzlinderung darstellen (Nigg 2004).

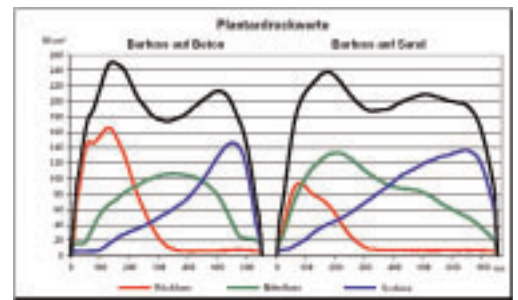
Der Kraftangriffspunkt (erster Center of Pressure) ist auf Sandboden merklich weiter vorne im Vergleich zu jenem beim Barfußgehen auf Beton oder in normalen Schuhen. Dies korrespondiert mit den Resultaten von Amann (2004) und Kälin/Segesser (2004), welche auch beim MBT einen weiter vorne gelegenen Kraftangriffspunkt gemessen haben. Es bestärkt die Annahme, dass der MBT dem Gehen auf weichem Naturboden, beziehungsweise Sandboden, gleicht.

Bemerkenswert ist auch der Vergleich der Druckkurven eines MBT geübten und ungeübten Gehers (Abb. 15). Im Mittelfußbereich ist zu sehen, dass der MBT-Anfänger diesen viel weniger belastet und viele Unregelmäßigkeiten (grüne Linie) aufweist. Diese entstehen durch die Instabilität des MBT's, auf die sich der Körper beim ersten Gehen, weder in der posturalen noch in der dynamischen Stabilität, angepasst hat. Die reduzierte Belastung im Mittelfußbereich ist durch die noch nicht erlernte Gangtechnik im MBT zu erklären, und zeigt auf, wie wichtig eine gute Einführung in die korrekte Gangtechnik ist (Amann 2003, Kälin/Segesser

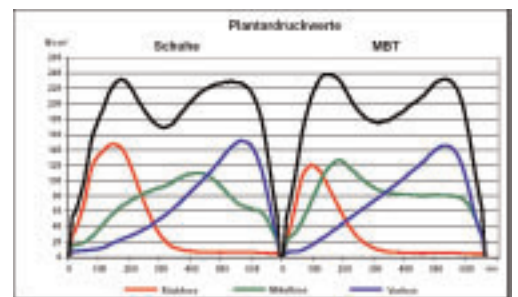


12 Plantardruckwerte auf Betonplatten mit MBT-Schuhen.

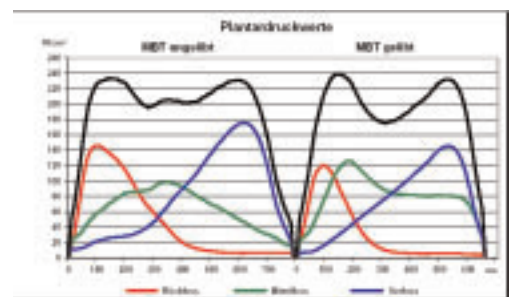
2004). Beim geübten MBT-Träger kann durch den gleichmäßigen Verlauf der Druckkurven angenommen werden, dass einerseits die Gangtechnik beherrscht wird und sich andererseits der Körper sensomotorisch an die instabile Konstruktion angepasst hat und die-



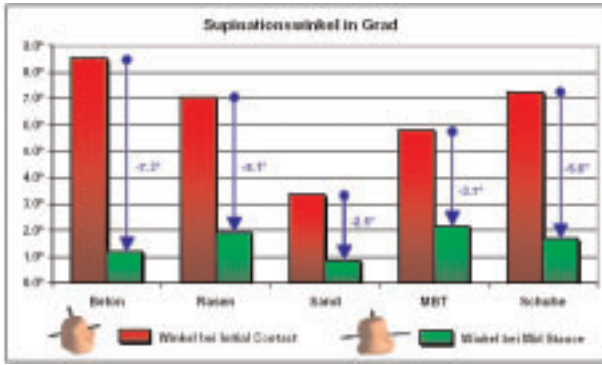
13 Plantardruckwerte im Vergleich: Barfuß auf Beton und auf Sand.



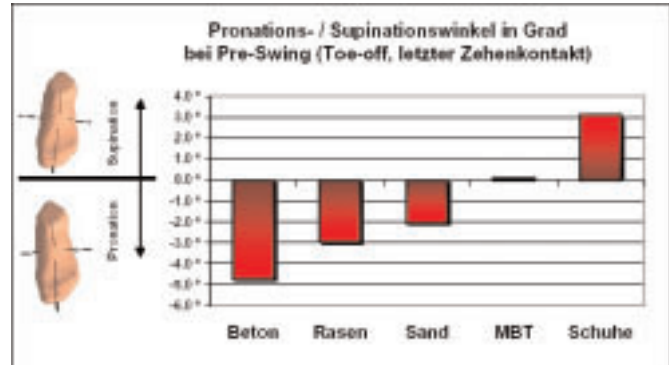
14 Plantardruckwerte im Vergleich: Turnschuhe und MBT auf Beton.



15 Plantardruckwerte im Vergleich zwischen Läufern ohne und Übung im Tragen des MBT.



16 Darstellung der Supinationswinkel beim Initial Contact im Vergleich.



17 Darstellung der Pro- und Supinationswinkel beim Pre-Swing im Vergleich.

se effizient kontrollieren kann. Dies kann als Verbesserung der intra- und intermuskulären Koordination, als auch der Stabilisierungsfähigkeit des Körpers gesehen werden.

Gyrodaten

Mit dem Gyroskop wurden die Bewegungen des Fußes im Raum gemessen. Mit Hilfe der synchronisierten Druckwerte konnten die Bewegungen den

jeweiligen Gangphasen zugeteilt werden.

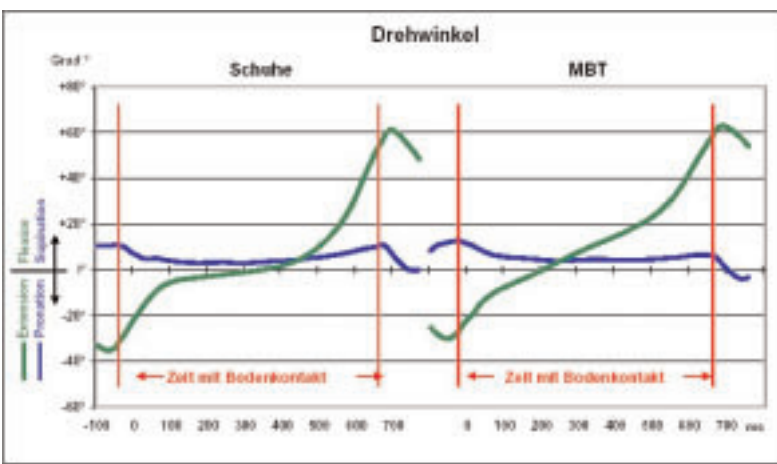
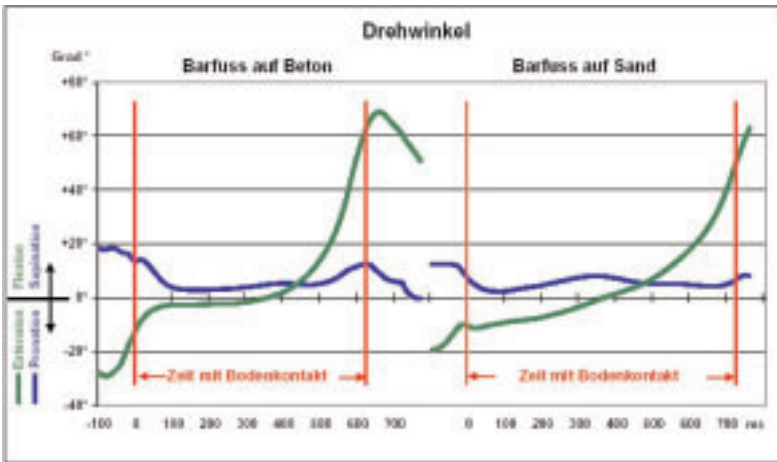
Wenn der Fuß in einer Supinationsstellung ist, wird dies mit einem positiven Wert auf der Kurve angezeigt, in der Pronationsstellung entsprechend mit einem negativen Wert. Bei einem 0-Wert ist der Fuß in der kalibrierten Neutralstellung.

Das gleiche gilt für Flexion und Extension: Bei einer Plantarflexion ist

der Wert positiv bei einer Dorsalextension negativ.

Die Außen- und Innenrotation (Z-Achse) wurden nicht ausgewertet und sind zur besseren Übersichtlichkeit in den Grafiken ausgeblendet.

Die Winkelgeschwindigkeit zeigt die Richtung und Geschwindigkeit in Grad pro Sekunden an, in welche sich der Fuß bewegt. Geht die Kurve beispielsweise von von 0°/s auf 90°/s, bewegt sich der Fuß mit zunehmender Geschwindigkeit in Richtung Pronation (unabhängig davon ob er in der Pro-/oder Supinationsstellung beginnt). Von +90°/s auf 0°/s bewegt sich der Fuß mit abnehmender Geschwindigkeit weiter in Richtung Pronation. Wenn sich die Kurve dann von 0°/s zu -80°/s bewegt, wird bei 0°/s die Richtung gewechselt und der Fuß bewegt sich mit zunehmender Geschwindigkeit in Richtung Supination. Von -80°/s bis 0°/s bewegt sich der Fuß immer noch in Richtung Supination, aber mit abnehmender Geschwindigkeit.



19 Winkelvergleich der Flexion/Extension (grün) und der Pro-/Supination (blau) zwischen Turnschuh und MBT-Schuh.

spannung aufbaut, um den einwirkenden Druck beim Auftritt muskulär besser abdämpfen zu können.

Die Winkelgeschwindigkeit beim Initial Contact (Fersenauftritt bei 0 ms) ist in der Pro-/Supination barfuß auf Betonboden erstaunlicherweise relativ gering, im Vergleich zu den Werten der anderen Untergründe ($p < 0.05$ bei Rasen, MBT und Schuhen) (Abb. 20 und 21, blaue Kurve). Dies könnte wiederum damit zusammenhängen, dass der Fuß hier versucht, den harten Aufprall auf Beton abzdämpfen, indem er möglichst lange die Muskelspannung aufrecht hält.

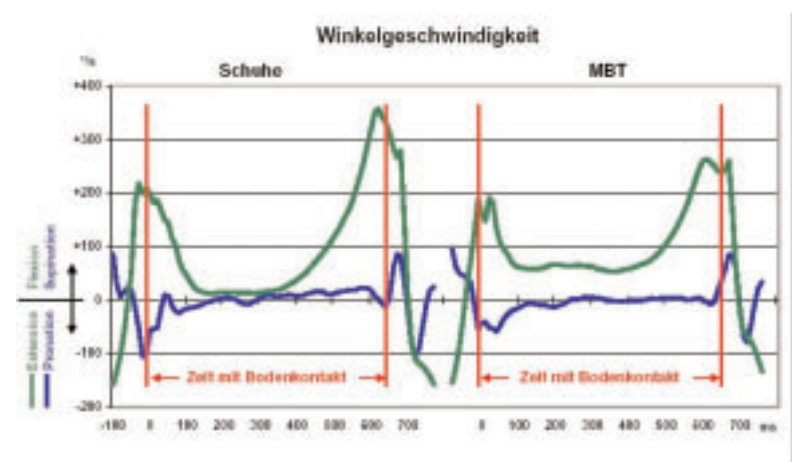
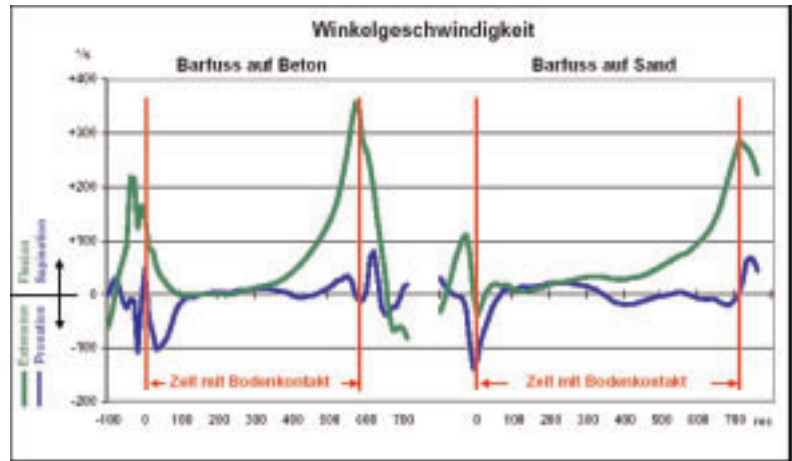
Der Untergrund und das Schuhwerk haben auch beim letzten Zehenkontakt der Pre-Swing einen starken Einfluss (Abb. 17). Je härter der Untergrund ist, desto stärker ist der Fuß proniert. Mit MBT ist der Fuß in der Nullstellung und mit Schuhen ist der Fuß mit 3° supiniert.

Flexion/Extension

Die Flexions- und Extensionswinkel werden mit dem „ParoLogg“ relativ zum Boden gemessen und nicht wie herkömmlich durch die Achsen von Unterschenkel und Fuß. Deswegen ist es nicht möglich diese Daten mit bestehenden Werten direkt zu vergleichen.

Was jedoch beim Betrachten des gesamten Kurvenbildes sichtbar wird, ist der Verlauf des Winkels, welcher Aufschluss über den Gang gibt. In Abbildung 18 ist zum Beispiel gut sichtbar wie der Dorsalextensionswinkel auf Betonboden schnell abflacht (0 - 100 ms), eine Zeitlang fast in der gleichen Position bleibt (100 - 400ms) und dann relativ rasch in die Plantarflexion wechselt (400 - 650 ms). Dies entspricht dem Aufsetzen, dem schnellen Abklappen des Fußes durch das größere Drehmoment, dem Bodenkontakt mit dem ganzen Fuß und dem Abstoßen mit dem Vorfuß. Auf Sandboden hingegen zeigt sich eine ziemlich konstante Winkelveränderung von der Extension zur Flexion, welcher der gleichmäßigeren Druckverteilung entspricht.

Wenn das Gehen in normalen Schuhen und MBT verglichen wird (Abb. 19) sind die Unterschiede der Drehwinkel wiederum ähnlich wie beim Gehen auf hartem Boden und auf Sand. Die Winkelgeschwindigkeit der Flexion und Extension sind durch das Abklappen und Abstoßen des Fußes bei Fersenauftritt



21 Vergleich der Winkelgeschwindigkeit zwischen Turnschuh und MBT-Schuh.

und Vorfußabstoß relativ hoch ($p < 0.05$ Vorfußabstoß) (Abb. 20 und 21, grüne Kurve). Bei vollem Bodenkontakt (Mid Stance), bleibt der Fuß längere Zeit am Boden und bewegt sich kaum (Winkelgeschwindigkeit ist fast bei $0^\circ/s$). Barfuß auf Sand und vor allem im MBT ist während der Standphase des Fußes eine kontinuierliche Bewegung zu sehen, sowie kleinere Geschwindigkeiten beim Initial Contact (Fußlandung) und in der Pre-Swing (Abstoß).

Die Winkelgeschwindigkeit der Plantarflexion am Ende der Pre-Swing Phase (Toe-off, letzter Zehenkontakt) ist nur mit dem MBT 20 Prozent reduziert ($p < 0.02$ zu Beton, Rasen, Sand und Schuhen), was vermutlich auf die runde Sohle zurückgeführt werden kann (Abb. 22). Da der Rasen nass und somit leicht rutschig war, ist auch die Winkelgeschwindigkeit um 14 Prozent höher als Barfuß auf Beton und auf Sand, sowie mit Schuhen.

Videoanalyse

Die Videoanalyse wurde mit der „Dart-

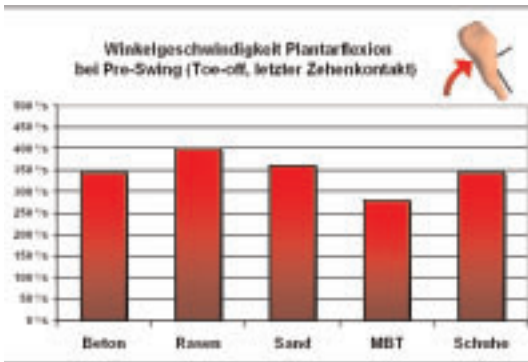
fish“-Software durchgeführt. Auffällig waren vor allem die kürzere Schrittlänge und geringere Geschwindigkeit (längere Bodenkontaktzeit) vom Gehen auf Sandboden (780 ms) im Vergleich zu den anderen Untergründen (ca. 680 ms) (Abb. 13) (Pinnington et al. 2005).

Durch die bereits bekannte Aufrichtung der Haltung beim Tragen des MBT's (Nigg et al. 2006) wurde erwartet, dass sich zwischen den verschiedenen Untergründen Differenzen in der Körperhaltung zeigen.

Es konnten jedoch bei diesen Messungen keine oder nur kleine Unterschiede festgestellt werden. Eine Erklärung hierfür ist, dass die Probanden auf dem Untergrund jeweils nur eine sehr kurze Angewöhnungsphase hatten, welche für eine sensorische Anpassung der Körperhaltung nicht ausreichte.

Diskussion

Bisher gibt es noch keine Untersuchungen, welche die Messresultate des ParoLogg-Systems mit denen der her-



22 Darstellung der Plantarflexion bei Pre-Swing im Vergleich.

kömmlichen Videoanalyse vergleichen. Es ist somit nicht mit allen Messwerten möglich, diese direkt mit herkömmlichen Messungen zu vergleichen.

Der Pro-/Supinationswinkel wird beispielsweise herkömmlich am Achillessehnenwinkel gemessen, mit dem ParoLogg-System jedoch durch das Gyroskop am Rist. Da sich der Vor- und Rückfuß verschraubt zueinander leicht bewegen kann, ist es möglich, dass die Winkelwerte oder -geschwindigkeiten von gewohnten Ergebnissen leicht abweichen. Die Abweichungen in der Flexion und Extension wurden im vorherigen Abschnitt erläutert. Es ist von ParoLogg jedoch vorgesehen, das System mit einem zweiten Gyroskop am Unterschenkel zu ergänzen, um den effektiven Sprunggelenkwinkel messen zu können.

Werte von unterschiedlichen Naturböden können immer nur ungefähr verglichen werden, da die Beschaffenheit eines ähnlichen Bodens sehr verschieden sein kann. Entsprechend wichtig ist es bei Studien eine gute Beschreibung des Untergrundes zu liefern um sinnvolle Vergleiche zu ermöglichen.

Die vorliegenden Messungen wurden beispielsweise auf sehr weichem, trockenem Sand durchgeführt, der wenig Widerstand bot. Das Gehen auf etwas härterem Sandboden kann andere Resultate bei den Druck-, Gyro- und Videodaten bringen, welche sich entweder stärker denen auf Rasen oder denen im MBT annähern könnten.

Denkbar ist, dass die Druckkurve auf Sand, aber auch auf Gras bei Personen die häufig auf diesen Böden gehen, anders aussieht, als in dieser Untersuchung, die nur sehr wenig Anpassungszeit erlaubte.

Nurse et al. (2005) und Shakoor/Block (2006) nehmen in ihren Studien an, dass die Gangart sich dem jeweiligen Untergrund oder Schuh situativ anpasst. Analog zu dieser Studie zeigt auch die vorliegende Untersuchung, dass das Schuhwerk direkte Auswirkungen auf unsere Gangart hat. Angesichts dessen ist es wichtig, das richtige Schuhwerk zu tragen (Shakoor/Block 2006). Im Hinblick auf die guten Vergleichswerte von Sand zu MBT im Bereich der Druckeinwirkung auf den Fuß, ist der MBT sicherlich eine willkommene Alternative und Abwechslung zum herkömmlichen Schuhwerk.

Es ist anzumerken, dass weitere Studien auf Naturboden vonnöten sind um Wirkungen und Unterschiede der verschiedenen Bodenbeschaffenheiten vertieft zu untersuchen. ■

Literatur:

- 1 Amann B., Amann F. (2003). Destabilisieren, Sensibilisieren, Mobilisieren. In: Orthopädieschuhtechnik 5/2003, pp. 50-53.
- 2 Amann B., Amann F. (2004). Neue Rollentechnik bei Beschwerden im OSG. In: Orthopädieschuhtechnik 12/2004, pp. 31-37.
- 3 Götz-Neumann K. (2003). Gehen verstehen – Ganganalyse in der Physiotherapie. Verlag Thieme. 1. Auflage
- 4 Kälin X., Segesser B. (2004). Funktionelle Unterschiede zwischen MBT und konventionellen Schuhen beim Gehen. In: Orthopädieschuhtechnik 12/2004, pp. 22-28.
- 5 Nigg B.M. (2004). Der MBT Schuh und seine biomechanische/therapeutische Wirkungsweise. In: Orthopädieschuhtechnik 12/2004, pp. 29-30
- 6 Nigg B., Ferber R. & Gormley T. (2006) Effects of an Unstable Shoe Construction on Lower Extremity Gait Characteristics. Clin Biomech. 2006 Jan; 21(1):82-88.
- 7 Nurse M.A., Hulliger M., Wakeling J.M., Nigg B.M., Stefanyshyn D.J. (2005). Changing the texture of footwear can alter gait patterns. In: J Electromyogr Kinesiol. 2005 Oct;15(5): 496-506.
- 8 Perry J. (2003). Ganganalyse – Norm und Pathologie des Gehens. Verlag Urban & Fischer, 1. Auflage
- 9 Pinnington H.C., Lloyd D.G., Besier T.F., Dawson B. (2005). Kinematic and electromyography analysis of submaximal differences running on a firm surface compared with soft, dry sand. In: Eur J Appl Physiol. Jun;94(3):242-253.
- 10 Shakoor N. & Block J.A. (2006). Walking Barefoot Decreases Loading on the Lower Extremity Joints in Knee Osteoarthritis. In: Arthritis & Rheumatism, 54(9): 2923-2927.

Die Autoren sind dankbar für Hinweise auf Studien mit Fußmessungen auf Naturboden.

Dank
Ein herzlicher Dank geht an alle, welche die AMANN.ch AG Orthopädie-Schuhtechnik bei dieser Studie unterstützt haben: Den Proban-

den für ihre Flexibilität und Ausdauer und Adriane Lang als kompetente und hilfsbereite Mitarbeiterin. Der Firma Paromed, dass sie es ermöglicht hat, mit dem ersten funktionsfähigen ParoLogg-System diese Messungen durchzuführen. Besten Dank auch an die Firma Dartfish für die Unterstützung bei der Videoganganalyse und der Gemeinde Reinach BL (Schweiz) für die Benutzung der Sportanlage Fiechten. Ein großer Dank geht auch an Xaver Kälin für die biomechanische Beratung.

Die Autoren:



Franz Amann, Jahrgang 1966, führt seit 1999 mit seinem Bruder OSM Beat Amann gemeinsam ein

Orthopädieschuhtechnik Betrieb in Basel, Schweiz. 2001 absolvierte er beim MBT-Erfinder Karl Müller die MBT Trainer- und 2002 die MBT Instruktor-Ausbildung. Die ersten MBT Service Center Kurse in der Schweiz organisierte er 2002. Seit 2003 sind die Gebrüder Amann für die weltweite MBT Service Center Ausbildung zuständig. 2004 absolvierte er die „vabene“-Ausbildung zur orthostatischen Körpervermessung und Versorgung mit afferenzstimulierenden Prozeptor-sohlen. Franz Amann ist Mitverfasser von Beiträgen über Untersuchungen orthopädischer Fallbeispiele mit MBT-Versorgungen und war 2003 und 2005 bei einer MBT Pilotstudie und einer klinischen MBT Studie involviert.



Adriane Lang, Jahrgang 1980, studierte Sport am Institut für Sport und Sportwissen-

schaft der Uni Basel. 2005 verfasste sie ihre Diplomarbeit über Propriozeption und Sensorimotorik. Seit 2005 ist sie bei der AMANN.ch AG Orthopädie-Schuhtechnik in Basel als Sportwissenschaftlerin tätig und arbeitet vorwiegend im Bereich MBT. Weiter absolvierte sie Ausbildungen zur MBT Instruktorin und Masai Walking Trainerin.