

Neue Belastungsparameter zum Einfluss der Ballenrolle auf den Vorfuß

1 Einleitung

In der orthopädischen Praxis wird die Ballenrolle bei diversen Fußpathologien eingesetzt, wie z.B. bei Funktionseinschränkungen oder Versteifungen der Zehengrundgelenke, Hallux rigidus (Fleischner, 2003), Hallux valgus und Metatarsalgie (Baumgartner, 1995; Baumgartner 2011). Die Versorgungsziele einer orthopädischen Schuhzurichtung mittels Ballenrolle sind unter Anderem die Erleichterung der Fußabrollung und die Verringerung der auf die Zehengrundgelenke wirkenden Belastungen. Als Wirkungsnachweis für die Ballenrolle dient für gewöhnlich die plantare Druckverteilung (Baumgartner, 2011). Der Einfluss der Ballenrolle wird jedoch in der Literatur kontrovers diskutiert. Hutchins et al. (2009) erläutern in ihrer Studie, dass die Wirksamkeit von Ballenrollen unklar sei. Brown et al. (2004) hingegen konnten in ihrer Studie eine signifikante ($p < 0.01$) Reduktion des Maximaldrucks im Vorfuß nachweisen. Zur weiteren Untersuchung der Auswirkung einer Ballenrolle auf die Vorfußbelastung und zur Ermittlung mehrdimensionaler Fußbelastungen im Schuh wird ein neu entwickeltes Messsystem vom Labor für Biomechanik der Fachhochschule Münster verwendet. Mit diesem bending-torsion-insole-system (*betois*) ist es erstmals möglich, die Biege- und Torsionsbelastungen am Fuß im Schuh zu bestimmen. Für dieses neu entwickelte Messsystem sind eine deutsche Patentanmeldung und eine PCT-Anmeldung anhängig. Ziel dieser Studie ist es den Einfluss einer Ballenrolle auf die Biege- und Torsionsmomente am Großzehengrundgelenk (MTP I) und Kleinzehengrundgelenk (MTP V) beim Laufen (kurzzeitig erhöhte Aktivitäten, wie z.B. ein Sprint zum Bus) zu untersuchen.

2 Methodik und Material

2.1 Probanden

In dieser Studie wurden insgesamt 14 Probanden (12 m, 2 w) mit einem mittleren Alter von 29 ± 8 Jahren und einem Body Mass Index von $23,9 \pm 3,1$ kg/m² untersucht. Die Schuhgröße der Probanden betrug US 10. Ausschlusskriterien waren diagnostizierte Fußfehlstellungen und/oder andere orthopädische oder systemische Erkrankungen mit den entsprechenden Funktionseinschränkungen. Für 11 Probanden (9 m, 2 w) konnten sowohl Biege- und Torsionsmomente analysiert werden. Bei den verbleibenden drei Probanden (3 m) waren aus technischen Gründen nur die Biegemomente auswertbar.

2.2 Messsystem

Zur Analyse der Biege- und Torsionsbeanspruchung wurde das *betois* Messsystem (Labor für Biomechanik, Fachhochschule Münster, Deutschland) eingesetzt. Die Sohle besteht aus einer Trägerschicht aus Edelstahl (18Cr9Ni) und ein Zentimeter proximal des MTP I und MTP V sind Dehnungsmessstreifen (DMS) auf der Ober- und Unterseite des Trägers positioniert. Abbildung 1 stellt die Form und den Aufbau der Messsohle dar.



Abb. 1: Rechte Messsohle mit zwei Messstellen proximal von MTP I und MTP V (hellgraue Punkte) für die Ermittlung der Biege- und Torsionsbelastung

Die DMS befinden sich unter den hellgrauen Arealen. Deutlich erkennbar ist, dass der mediale und der laterale Vorfuß voneinander getrennt sind, sodass sich beide unabhängig voneinander bewegen können. Dadurch ist es möglich die Biege- (M_b) und Torsionsmomente (M_t) medial und lateral unbeeinflusst voneinander zu messen. Die DMS sind mit einem A/D-Wandler (GSV-4BT, ME Messsysteme GmbH; Hennigsdorf, Deutschland) verbunden, der eine Auflösung von 16 bit aufweist und einen Messbereich von ± 10 mV/V ermöglicht. Die Messfrequenz beträgt 125 Hz. Die Datenübertragung erfolgt mittels Bluetooth zum Messrechner, um einen reibungslosen Ablauf und ein ungehindertes Gehen des Probanden zu erlauben. Die Datenakquise erfolgt mittels LabView basierter Software (GSV Multi, ME Messsysteme GmbH).

2.3 Material

Für diese Studie wurden an einem Neutralschuh (Samba, adidas AG; Herzogenaurach, Deutschland) die folgenden drei Veränderungen vorgenommen. In Abbildung 2 sind die drei verschiedenen verwendeten Schuhmodelle dargestellt.

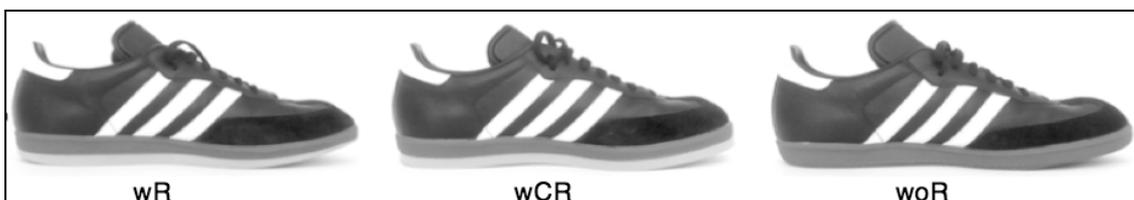


Abb. 2: Die drei verwendeten Schuhmodifikationen: mit Ballenrolle (wR) links, mit Kontroll-Ballenrolle (wCR) in der Mitte und ohne Ballenrolle (woR) rechts

Es wurde ein Schuh mit einer Ballenrolle (wR) verwendet, einer mit Kontroll-Ballenrolle (wCR) und einer ohne Ballenrolle (woR). Die Ballenrolle (1 cm, SH 52; Nora® Lunasoft AL, nora systems GmbH; Weinheim, Deutschland) ist von der Ferse bis ein Zentimeter proximal der Metatarsalköpfchen einen Zentimeter dick. Von den Metatarsalköpfchen bis zu den Zehen ist sie kontinuierlich auf Null Zentimeter reduziert (s. Abb. 2, links). Für die Kontroll-Ballenrolle wurde das gleiche Material verwendet, aber die Stärke nicht wie bei der Ballenrolle am Vorfuß verändert (s. Abb. 2, Mitte). Bei der Modifikation ohne Ballenrolle wurde keine Veränderung der Originalsohle vorgenommen (s. Abb. 2, rechts). Der Grund dafür, dass diese drei Bedingungen verwendet wurden, liegt im Aufbau der Ballenrolle. Interessant ist zunächst, ob es einen Unterschied zwischen den Bedingungen wR und woR gibt. Da bei der Ballenrolle aber ein Material unter die Originalsohle gesetzt wurde, ist auch interessant, ob die reine Verdickung der Sohle eine Auswirkung auf die Belastung der Gelenke hat. Um also sowohl den Einfluss der Ballenrollenform als auch die Verdickung der Sohle durch den zusätzlichen Aufbau zu berücksichtigen, wurde die dritte Bedingung wCR als Kontroll-Bedingung miteinbezogen.

2.4 Methodik

Das Design der Studie war randomisiert und kontrolliert bezogen auf die Reihenfolge der verwendeten Schuhe. Die Probanden liefen auf einem Laufband (OrthoCallis, Sprintex; Kleines Wiesental, Deutschland) bei einer frei von Ihnen gewählten Geschwindigkeit. Diese war aber dann für alle Messbedingungen konstant. Die Durchschnittslaufgeschwindigkeit betrug $7,2 \pm 1,4$ km/h. Die Messungen erfolgten mit *betois* über einen Messzeitraum von einer Minute. Der Ablauf der Messung erfolgte in zwei Schritten. Als erstes bekam der Proband das erste Paar Schuhe an und musste sich auf einen Tisch setzen, sodass der Fuß unbelastet war, um eine Nullmessung durchzuführen. Als Schritt zwei betrat der Proband das Laufband und stellte sich eine für ihn angenehme Laufgeschwindigkeit ein. Nach einer angemessenen Einlaufphase wurde die Messung (ohne dass der Proband es wusste) gestartet. Der Ablauf begann dann mit dem nächsten Schuh wieder bei Schritt eins.

2.5 Auswertung und statistische Analyse

Für die Auswertung wurden die folgenden Parameter über 30 Doppelschritte jeweils an MTP I und MTP V des rechten Fußes erhoben und gemittelt: maximales Biegemoment M_{b_max} (Plantarflexion), minimales Biegemoment M_{b_min} (Dorsalextension), maximales Torsionsmoment M_{t_max} (Innenrotation), minimales Torsionsmoment M_{t_min} (Außenrotation), die Differenz zwischen Maxima (pos. Vorzeichen) und Minima (neg. Vorzeichen) der Biege- und Torsionsbelastungen ($Range_b$, $Range_t$) und die Biege- und Torsions-Wechselbelastung (WB_b , WB_t). Die Wechselbelastung errechnet sich mit folgender Formel:

$$WB = 200 * \min\left(\frac{|x|}{|x|+|y|}, \frac{|y|}{|x|+|y|}\right)$$

x steht jeweils für das Biege- oder Torsionsminimum
y jeweils für das Biege- oder Torsionsmaximum

Die aufgenommenen und gespeicherten Daten wurden später mit der Software MR-XP Master Edition (Noraxon U.S.A. Inc.; Arizona, USA) aufbereitet. Für die statistische Analyse wurde die Software PASW Statistic 20 (IBM Deutschland GmbH; Ehningen, Deutschland) verwendet. Es wurde eine einfaktorielle ANOVA angewandt, um den Unterschied zwischen den verschiedenen Schuhbedingungen zu ermitteln. Bei aufgedeckter Signifikanz wurde der Bonferroni-Test für den paarweisen Vergleich durchgeführt. Das Signifikanzniveau der Analyse lag bei $p < 0,05$. Im Folgenden werden die Signifikanzen mit Sternen differenziert. Ein Stern bedeutet, dass eine Signifikanz von $p < 0,05$ vorliegt, zwei Sterne zeigen eine Signifikanz von $p < 0,01$ an und drei Sterne stellen eine Signifikanz von $p < 0,001$ dar.

3 Ergebnisse

3.1 Biegemomente

Bei der Messung der Biegemomente entstand eine charakteristische Grafik, die in Abbildung 3 dargestellt ist.

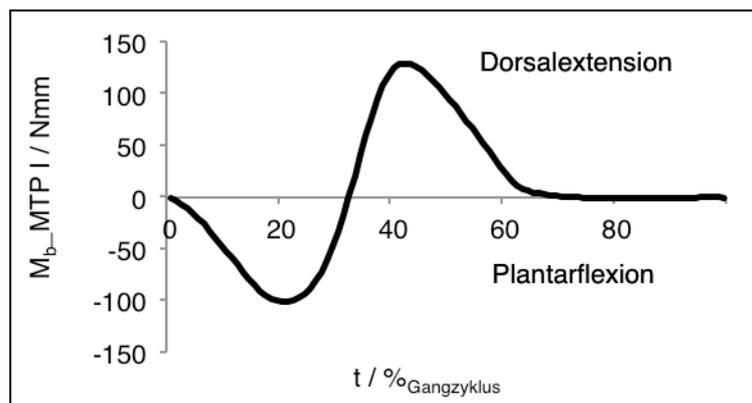


Abb. 3: Charakteristischer Verlauf des Biegemomentes an MTP V ohne Ballenrolle

Dieser Graph zeigt das Biegemoment in Nmm über den gesamten Gangzyklus in Prozent ohne Ballenrolle an MTP I. Die positiven Werte stellen die Beanspruchung in Dorsalextensionsrichtung dar, die negativen Werte die Beanspruchung in Plantarflexionsrichtung. Vom initialen Bodenkontakt und Belastungsantwort (0-10 %) bis zur mittleren Standphase (10-30 %) entsteht eine Belastung in Plantarflexionsrichtung auf das Gelenk. Diese Belastung wechselt zur terminalen Standphase (30-50 %) hin in eine Belastung in Dorsalextensionsrichtung. In der Vorschwungphase (50-60 %) lässt die Belastung wieder nach und in der gesamten restlichen Schwungphase (60-100 %) ist keine Belastung auf das Gelenk erkennbar.

Die Ergebnisse der statistischen Analyse weisen diverse signifikante Ergebnisse bei der Betrachtung der Biegemomente auf. Im Folgenden werden die wichtigsten Ergebnisse präsentiert. Abbildung 4A zeigt, dass das Plantarflexionsmoment, sowie $Range_b$ bei wR im Vergleich zu wCR und woR an MTP I höchst signifikant verringert sind. Beim Plantarflexionsmoment wird mit wR ein Wert von -59,78 Nmm erreicht, wohingegen wCR bei -98,11 Nmm liegt und woR bei -105,72 Nmm. Bei

Range_b wird mit wR ein Wert von 234,38 Nmm erreicht, bei wCR ein Wert von 274,20 Nmm und bei woR ein Wert von 271,69 Nmm.

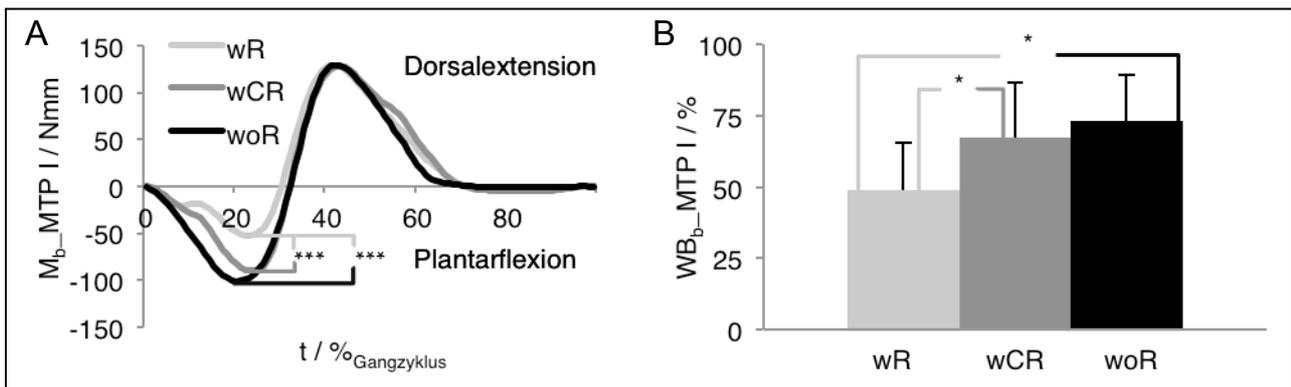


Abb. 4: A mittlerer Biegemomentenverlauf an MTP I über den gesamten Gangzyklus bei den verschiedenen Schuhbedingungen. B Mittelwerte der Biege-Wechselbelastung an MTP I bei den verschiedenen Schuhbedingungen

Abbildung 4B zeigt, dass WB_b bei wR im Vergleich zu wCR und woR an MTP I verringert ist. Die Biege-Wechselbelastung bei wR liegt bei 48,90 %, bei wCR bei 67,11 % und bei woR bei 73,29 %.

Bei MTP V sind mehr signifikante Unterschiede feststellbar als bei MTP I. Abbildung 5A zeigt, dass das Plantarflexionsmoment, das Dorsalextensionsmoment sowie Range_b bei wR und wCR im Vergleich zu woR an MTP V höchst signifikant verringert sind. Beim Plantarflexionsmoment wird mit wR ein Wert von -111,98 Nmm erreicht, wohingegen wCR bei -90,75 Nmm liegt und woR bei -122,92 Nmm. Beim Dorsalextensionsmoment wird mit wR ein Wert von 22,63 Nmm erreicht, wohingegen wCR bei 28,72 Nmm liegt und woR bei 83,05 Nmm. Bei Range_b wird mit wR ein Wert von 130,52 Nmm erreicht, bei wCR ein Wert von 116,62 Nmm und bei woR ein Wert von 201,95 Nmm.

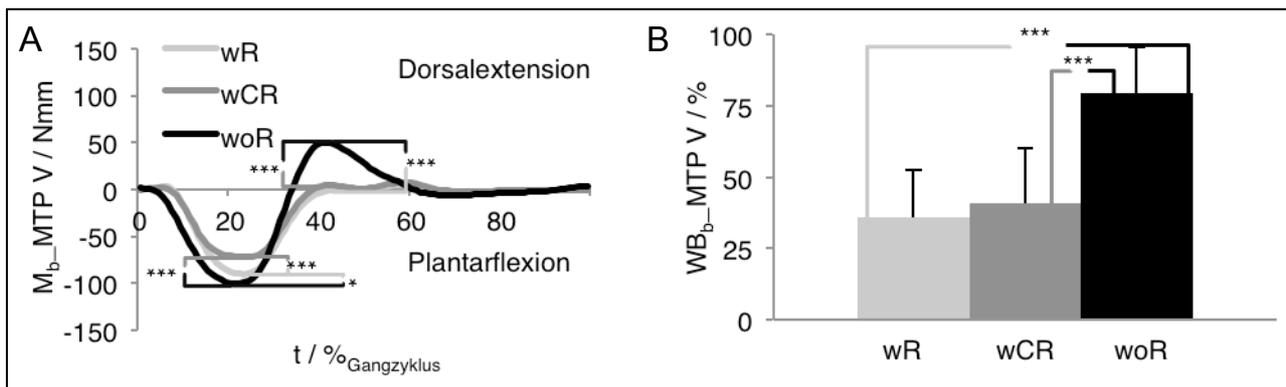


Abb. 5: A mittlerer Biegemomentenverlauf an MTP V über den gesamten Gangzyklus bei den verschiedenen Schuhbedingungen. B Mittelwerte der Biege-Wechselbelastung an MTP V bei den verschiedenen Schuhbedingungen

Auch die Biegewechselbelastung weist eine Reduktion auf. Abbildung 5B zeigt, dass WB_b bei wR (33,51 %) und wCR (40,40 %) im Vergleich zu woR (77,36 %) an MTP V verringert ist.

3.2 Torsionsmomente

Bei der Messung der Torsionsmomente konnte auch ein charakteristischer Graph ermittelt werden. Abbildung 6 zeigt den Verlauf des Torsionsmomentes in Nmm über den gesamten Gangzyklus in Prozent ohne Ballenrolle an MTP I.

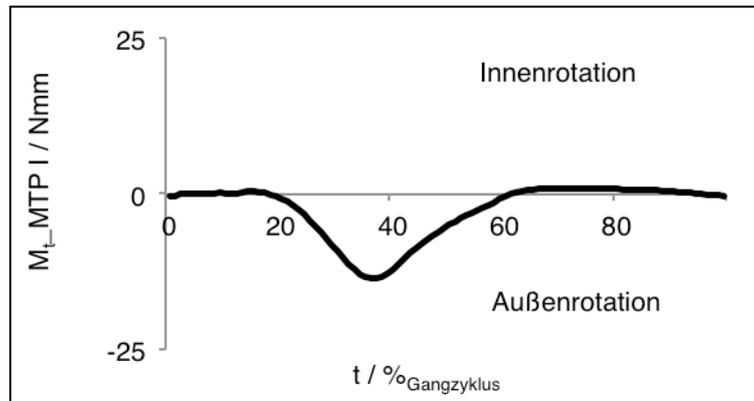


Abb. 6: Charakteristischer Verlauf des Torsionsmomentes an MTP I ohne Ballenrolle

Die positiven Werte zeigen eine Innenrotationsbeanspruchung, die negativen Werte zeigen eine Außenrotationsbeanspruchung. Während des initialen Bodenkontaktes (0-10 %) ist keine Torsionsbelastung sichtbar. Von der Mitte der mittleren Standphase (10-30 %) bis zum Ende der Vorschwungphase (50-60 %) zeigt sich eine Außenrotationsbelastung, die ihr Maximum in der Mitte der terminalen Standphase (30-50 %) erreicht. In der gesamten restlichen Schwungphase (60-100 %) ist keine Torsionsbelastung auf das Gelenk erkennbar.

Die Ergebnisse der statistischen Analyse weisen diverse signifikante Ergebnisse bei der Betrachtung der Torsionsmomente auf. Im Folgenden sollen die wichtigsten und interessantesten Ergebnisse dargestellt werden. Abbildung 7A zeigt, dass das Außenrotationsmoment, sowie Range_t bei wR ($M_{t_min} = -11,04$ Nmm; $\text{Range}_t = 12,63$ Nmm) und wCR ($M_{t_min} = -9,90$ Nmm; $\text{Range}_t = 10,96$ Nmm) im Vergleich zu woR ($M_{t_min} = -16,50$ Nmm; $\text{Range}_t = 17,92$ Nmm) an MTP I signifikant verringert sind.

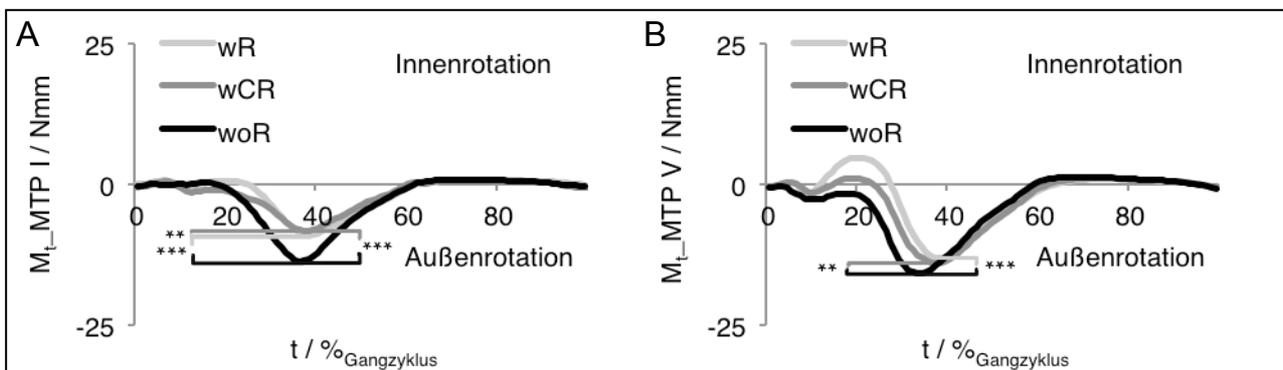


Abb. 7: A mittlerer Torsionsmomentenverlauf an MTP I über den gesamten Gangzyklus bei den verschiedenen Schuhbedingungen. B mittlerer Torsionsmomentenverlauf an MTP V bei den verschiedenen Schuhbedingungen

Abbildung 7B zeigt, dass das Außenrotationsmoment an MTP V bei woR (-19,94 Nmm) signifikant größer ist als bei wR (-16,29 Nmm) und wCR (-16,96 Nmm).

4 Diskussion

Mit der *betois*-Messung im Schuh kann anhand von Torsionsmomenten, Biegemomenten, sowie Torsions- und Biegewechselbelastungen, eine Belastungsreduktion durch Ballenrolle und Kontroll-Ballenrolle nachgewiesen werden.

Die Ergebnisse bezüglich der Biegewerte bei MTP I zeigen, dass die Ballenrolle das geringste Moment in Plantarflexionsrichtung, die geringste Differenz zwischen maximalem und minimalem Biegemoment, sowie die geringste Biegewechselbelastung hervorruft. Das lässt darauf schließen, dass Plantarflexion, Range_b und WB_b an MTP I allein durch die Geometrie der Ballenrolle reduziert werden können.

Die Ergebnisse bezüglich der Biegewerte bei MTP V zeigen, dass die Kontroll-Ballenrolle das geringste Moment in Plantarflexionsrichtung und die geringste Differenz zwischen M_{b_max} und M_{b_min} hervorruft. Das lässt den Schluss ziehen, dass Plantarflexion und Range_b an MTP V rein durch die Versteifung des Fußes durch die Plateausohle minimiert werden und nicht durch die Geometrie der Ballenrolle. Mit der Kontroll-Ballenrolle und auch ein wenig bei der normalen Ballenrolle wird die Flexibilität des Schuhs und somit des Fußes so eingeschränkt, dass er sich nicht mehr so stark verdrehen kann wie ohne Ballenrolle. Die geringsten Dorsalextensionsmomente und die geringsten Biegewechselbelastungen werden durch die Ballenrolle und die Kontroll-Ballenrolle hervorgerufen. Das lässt darauf schließen, dass eine geringere Dorsalextension und WB_b an MTP V auch durch die Versteifung der Sohle hervorgerufen wird. Da der Wert der Ballenrolle in beiden Fällen etwas geringer ist als bei der Kontroll-Ballenrolle, scheint die Geometrie der Ballenrolle zusätzlich zur Versteifung eine Reduktion der Dorsalextension hervorzurufen.

Die Ergebnisse bezüglich der Torsionswerte bei MTP I und V zeigen, dass Ballenrolle und Kontroll-Ballenrolle die geringsten Außenrotationsmomente hervorrufen, bei MTP I sogar die geringsten Differenzen zwischen M_{t_max} und M_{t_min} . Das lässt schlussfolgern, dass Außenrotation bei MTP I und V und Range_t bei MTP I durch die Versteifung des Fußes minimiert werden und nicht durch die Ballenrollenform.

Das am Labor für Biomechanik der Fachhochschule Münster neu entwickelte Messsystem lässt detailliertere Aussagen über die am Fuß wirkenden Belastungen zu. Somit stellt *betois* eine geeignete und sinnvolle Ergänzung zu bisherigen Druckverteilungsmessungen dar.

Literatur

- Baumgartner, R. & Stinus, H. (1995). *Die orthopädiotechnische Versorgung des Fußes*. (3., neu bearbeitete und erweiterte Aufl.). Stuttgart: Georg Thieme Verlag
- Baumgartner, R. & Möller, M. (2011). *Orthopädienschuhtechnik*. Geislingen: C. Maurer Druck und Verlag
- Brown, D., Wertsch, J.J., Harris, G.F., Klein, J. & Janisse, D. (2004). Effect of rocker soles on plantar pressures. *Arch Phys Med Rehabil*, 2004 (85), 81-6.
- Fleischner, G. (2003). *Podologische Orthopädie*. München: Verlag Neuer Merkur GmbH
- Hutchins, S., Bowker, P., Geary, N. & Richards, J. (2009). The biomechanics and clinical efficacy of footwear adapted with rocker profiles - evidence in the literature. *Foot*, 2009 (19), 165-170