

Variationen im Schuhbau und ihr Einfluss auf die Druckbelastung des Fußes

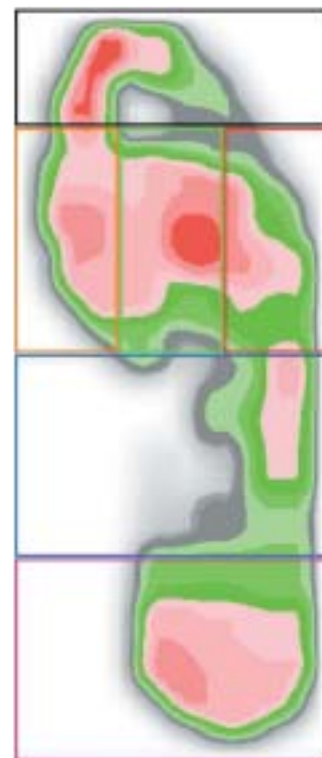
Jörg Natrup, Franz Fischer: Eine der wesentlichen Aufgaben des Orthopädie-Schuhtechnikers bei der Versorgung von Diabetikern ist die Druckentlastung des Fußes durch eine geeignete Materialauswahl und eine entsprechende Vorgehensweise beim Schuhbau. Doch welche Materialien sind die geeigneten und welche Maßnahmen der Schuhzurichtung führen zu dem gewünschten Ziel? Eine umfangreiche Studie soll versuchen, Anhaltspunkte bei der Klärung solcher Fragen zu liefern. Der vorliegende Beitrag beschreibt die Ergebnisse bei der Auswahl verschiedener Schaftmaterialien und verschiedener Maßnahmen der Schuhzurichtung.

In diversen Gesprächen mit Orthopädie-Schuhtechnikern auf Ausstellungen, Seminaren oder ähnlichen Veranstaltungen zeigte sich, dass es eine gewisse Unsicherheit bei der Behandlung des diabetischen Fußes gibt. Dieses betrifft beispielsweise Fragen zu den geeigneten orthopädie-schuhtechnischen Maßnahmen in der Prävention oder der Rehabilitation von Ulzerationen. In einem zweiten Schritt geht es darum, die angewandten Maßnahmen zu kontrollieren. Das derzeit einzige und damit unumgängliche Mittel der Kontrolle stellt hierbei die elektronische Druckmessung im Schuh dar. Hierbei schließen sich in der Diskussion weitere Fragen an. Wie wird die Druckmessung ausgewertet beziehungsweise welchen Parametern der Druckmessung sollte die größte Beachtung geschenkt

werden? Und weiter: Mit welchen orthopädie-schuhtechnischen Maßnahmen können diese Parameter für den diabetischen Fuß optimiert werden? Diese Unsicherheiten im Handwerk sind allerdings wenig überraschend, wenn man die Diskussionen der Wissenschaft auf Kongressen oder Tagungen zu diesem Thema verfolgt. Dort ist man sich einig, dass grundlegende Forschungsarbeiten zum Thema Diabetes von Nöten wären (vgl. OST 6/2001, S. 15 – 18).

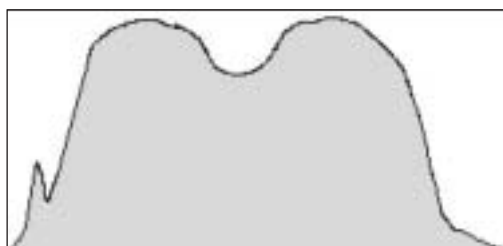
Trotz dieses Bedarfs an Grundlagenforschung existieren einige Veröffentlichungen, die sich mit diesem Thema beschäftigen. Eine Reihe von grundlegenden Erkenntnissen zur Druckverteilungsmessung im Schuh sind bei Cavanagh u. a. (1992, 1994, 1996) zu finden. Beispielsweise werden dort die wichtigsten Parameter des Innenschuhdrucks für die Belastungsanalyse des diabetischen Fußes definiert. Wie auch bei anderen Autoren (z.B. Armstrong u. a., 1998) wird an erster Stelle der maximale Druck als ein wichtiger Parameter beschrieben. Das bedeutet für die Innenschuhmessung, dass eine gewisse Anzahl von Schritten aufgezeichnet und für jede Lokation unter der Fußsohle der Messwert dargestellt wird, der über die gesamte Messdauer maximal war. Dieser Parameter ist zeitunabhängig und ein wesentliches Kriterium für die räumliche Verteilung der Kraft auf dem vorliegenden Fußbett. Hierbei besteht allgemeine Übereinkunft darüber, dass es das Ziel der Diabetikerversorgung ist, auftretende Druckspitzen räumlich zu verteilen und damit zu reduzieren. Allerdings zeigt sich in der Praxis, dass diese Maßnahme sehr häufig die einzige Betrachtungsweise dieses Problems darstellt (vgl. Darstellung der Fallbeispiele in OST 11/98, S. 37 – 42).

Aus der Dekubitusforschung, welche sich mit ähnlichen Problemen beschäftigt, ist allerdings bekannt, dass die Betrachtung des Maximaldrucks allein nicht ausreichend für eine optimale Versorgung ist. Kosiak (1959) konnte



2 Zonenaufteilung für die Fußdruckmessung

bereits den wichtigen Einfluss des Zeitfaktors für die Entstehung von Hautläsionen dokumentieren. Es geht also nicht nur um die Frage, wie sich eine einwirkende Kraft räumlich verteilt, sondern auch wie lange sie an einer bestimmten Lokation wirkt. Dieses wird physikalisch durch das Kraft-Zeit-Integral beschrieben. Graphisch ist es gleichzusetzen mit der Fläche unter der Kraft-Zeit-Kurve. In Abb. 1 ist eine Bodenreaktionskraftkurve eines normalen Schritts dargestellt. Die graue Fläche unter der Kurve entspricht hierbei dem Kraft-Zeit-Integral. Es ist leicht nachvollziehbar, dass dieser Wert mit zunehmender Dauer der Krafteinwirkung größer wird. Andere Autoren (z. B. Dreup & Wetz, 2000) messen dem Parameter Kraft-Zeit-Integral ebenfalls eine große Bedeutung bei. Zu einer umfas-



1 Graphische Darstellung des Kraft-Zeit-Integrals beim Gang

senden Analyse des diabetischen Fußes ist dieser Parameter neben der Betrachtung des Maximaldrucks somit unumgänglich und wird auch in der vorliegenden Untersuchung zur Auswertung herangezogen.

Die beiden genannten Auswertungsparameter werden nicht für die Fußsohle insgesamt betrachtet, sondern es ist eher von Bedeutung, wie stark sie in den verschiedenen Regionen des Fußes ausgeprägt sind. Hierzu haben Cavanagh & Rodges (1978) erste Vorschläge unterbreitet, indem sie den Fuß im Prinzip in drei gleich große Teile entlang der Längsachse aufteilten und die Zehen separat betrachteten. Diese Aufteilung soll hier prinzipiell übernommen werden, zusätzlich wird der Ballenbereich in drei Regionen aufgeteilt. Dieses soll unterschiedlichen Ausprägungen der Fußsohlen mit Belastungsverlagerungen nach medial (MFK I), zentral (MFK II – III) oder lateral (MFK IV – V) Rechnung tragen. Entsprechend erfolgt eine separate Betrachtung der Belastungsparameter in den Fußzonen, wie sie in der Abb. 2 dargestellt sind.

In Anlehnung an die oben beschriebenen Erkenntnisse bei der Auswertung der Innenschuh-Druckmessung am diabetischen Fuß ist das Ziel des vorliegenden Beitrags, orthopädie-schuhtechnische Maßnahmen auf ihre Wirksamkeit hin zu analysieren. In einer umfangreichen Studie wurde der Einfluss unterschiedlicher Schaftmaterialien, Volumenmaße, Rollentechniken, Sohlenversteifungen, Einlagenmaterialien (neu und nach längerem Gebrauch) auf die Druckbelastung des Fußes untersucht. An dieser Stelle soll zunächst eine Konzentration auf die verschiedenen Schäfte und Zurichtungsmaßnahmen stattfinden. Die Ergebnisse der Einlagenuntersuchung sollen zu einem späteren Zeitpunkt publiziert werden.

Methodik

Gegenstand der Untersuchung sind sieben maßgefertigte Schuhe. Alle Schuhe



Tabelle 1

		Referenz	-1 cm	-1,5 cm
Schaft	Leder	A0	A1	A2
	Neopren	B0	B1	B2
	Latex	C0	C1	C2

sind über denselben Leisten gebaut (Kunststoffleisten, Größe 4,5, Weite K mit Absatzsprengung 2,5 cm), verfügen also über die gleiche Form und Größe und alle Modelle sind Halbschuhe zum Schnüren (s. Abb. 3: Neoprenschaft).

Drei der sieben Schuhe haben eine durchgehende Sohle ohne Schuhzurichtung und bestehen aus unterschiedlichen Schaftmaterialien. Dabei ist ein Schuh ein normaler Lederschuh (Referenz), die zwei übrigen Schuhe verfügen im Vorfußbereich über dehnbare Schaftmaterialien (Neopren und Latex). Zur Variation des Innenschuhvolumens werden in jeden der drei Schuhe verschieden starke Korkelemente unter dem Vorfuß eingelegt. Hierbei sind die drei Bedingungen ohne Korkeinlage (Referenz), Korkeinlage 1 (Ballenmaß um 1 cm verringert), Korkeinlage 2 (Ballenmaß um 1,5 cm verringert). Somit ergeben sich für die Untersuchung der Schaftmaterialien sowie der Volumenvariation insgesamt neun Bedingungen (siehe Tabelle 1):

Die Schuhe 4 bis 7 unterscheiden sich durch unterschiedliche Schuhzurichtungen. Ein Schuh hat eine durchgehende Sohle ohne Zurichtung (Referenz), ein Schuh eine Mittelfußrolle, ein Schuh eine Mittelfußrolle mit Sohlenversteifung zwei Lagen Stabex und schließlich ein Schuh eine Mittelfußrolle mit Sohlenversteifung drei Lagen Stabex (s. Abb. 4). Die Schuhe zur Analyse des Einflusses der Schuhzurichtung werden folgendermaßen bezeichnet:

Schuh D: ohne Zurichtung

Schuh E: Mittelfußrolle

Schuh F: Mittelfußrolle, Sohlenversteifung 2x Stabex

Schuh G: Mittelfußrolle, Sohlenversteifung 3x Stabex

Probanden

An der Untersuchung nahmen zehn weibliche Probanden teil, die alle über die gleiche Schuhgröße verfügen und keine Fußdeformitäten aufweisen. Außerdem ist keine der Probandinnen Diabetikerin. Auf die Teilnahme von Diabetikern wurde bewusst verzichtet, um den möglichen Einfluss von bereits vorhandenen Vorschädigungen (wie Hornhautbildung) zu eliminieren. Vielmehr ging es um das Erkennen der prinzipiellen Wirkungsweise der beschriebenen Schuhbedingungen. Die zehn Probandinnen sind im Mittel 37,3 ($\sigma = 12,5$) Jahre alt, 1,64 m ($\sigma = 0,06$) groß und 59,6 kg ($\sigma = 6,4$) schwer.

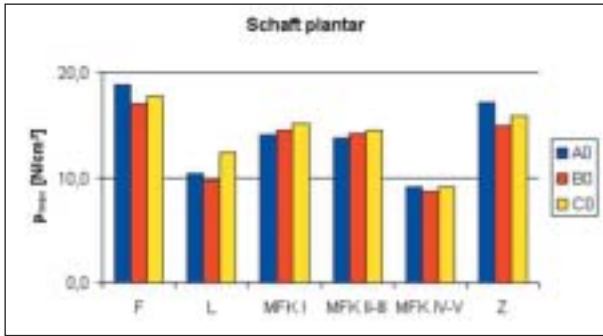
Messwerterfassung

Die Messung der Druckbelastung im Schuh erfolgte auf einer zehn Meter langen, geraden und ebenen Strecke auf einem harten Untergrund. Die Probandinnen wurden nach einigen Probendurchgängen angehalten, nach dem Losgehen mit gewohnter, mittlerer Geschwindigkeit die zehn Meter in normalem Gang zu passieren. Dabei wurde die Ganggeschwindigkeit über den Parameter Dauer des Bodenkontakts kontrolliert und der Durchgang bei zu starken Abweichungen der Vorgaben wiederholt. Jede der zehn Versuchspersonen absolvierte die beschriebene Teststrecke mit jeder der dreizehn Schuhbedingungen (9 x Schaft und 4 x Zurichtung) einmal. Dabei wurde die Druckbelastung des Fußes mit dem Innenschuhmesssystem GP MobilData der Firma GeBioM mbH durchgeführt. Alle Mes-

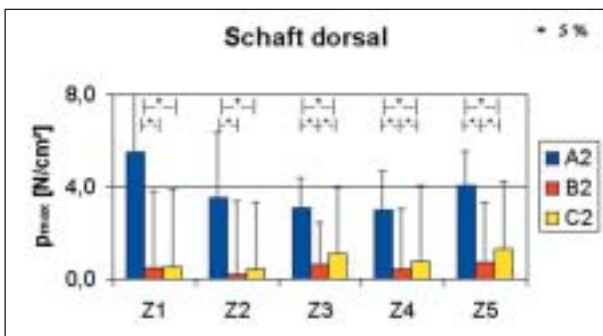
3 Schuh mit Neoprenschaft im Vorfußbereich (B0)



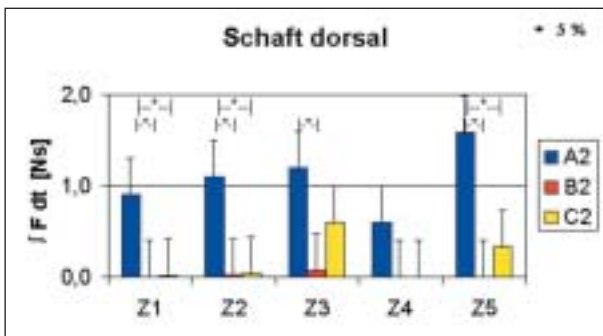
4 Schuh mit Mittelfußrolle und 3 * Stabex (G)



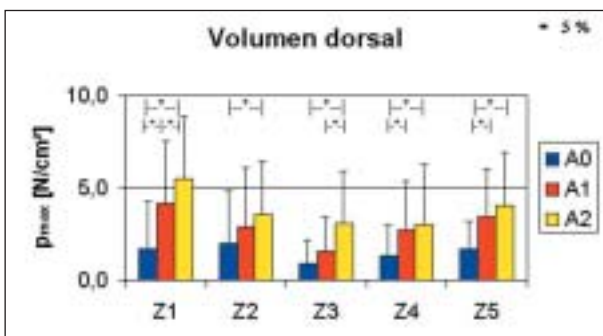
5 Maximaldruck plantar bei verschiedenen Schaftmaterialien



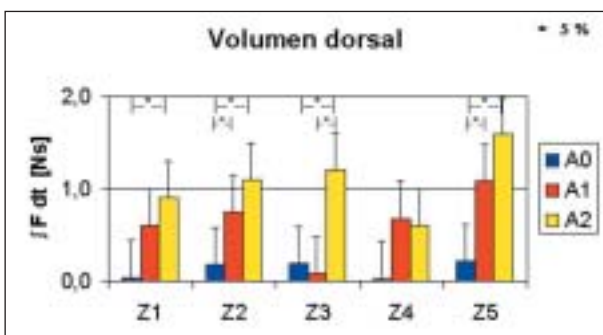
6a Maximaldruck dorsal bei verschiedenen Schaftmaterialien



6b Kraft-Zeit-Integral dorsal bei verschiedenen Schaftmaterialien



7a Maximaldruck dorsal bei verschiedenen Volumenmaßen



7b Kraft-Zeit-Integral dorsal bei verschiedenen Volumenmaßen

sungen wurden mit demselben Sohlenpaar der Größe 235 mm durchgeführt. Die flexiblen Messsohlen verfügen über 40 resistive Sensoren pro Fußseite und jeder Sensor ist einzeln kalibriert. Zusätzlich zu der Messung des plantaren Drucks wurde bei der Schaft- und Volumenuntersuchung der Druck auf der dorsalen Fußseite mit fünf Einzelsensoren gemessen. Dieses erfolgte zum einen, da die Ergebnisse auf der plantaren Seite wenig Unterschiede zwischen den Bedingungen darboten (s. Ergebnisse), und zum anderen führte die subjektive Rückmeldung der Probandinnen zu der Vermutung, dass die wesentlichen Effekte der Schaftgestaltung auf der dorsalen Fußseite zu finden sind. Die Messwerte werden auf einer 4 MB S-RAM-Karte zwischengespeichert, was mit Hilfe eines mitgeführten Dataloggers geschieht. Nach der Messung werden die Daten von der Speicherkarte auf den Computer übertragen, um dort weiterverarbeitet zu werden. Diese Vorgehensweise erfordert keine Kabelverbindung mit einem externen Speichermedium (Computer). Dadurch wird die Rückwirkung auf die Versuchspersonen grundsätzlich minimiert.

Auswertung

Zur Auswertung wurde für alle Messbedingungen und alle Probandinnen folgende Vorgehensweise gewählt. Zunächst wurde aus der gesamten Messung ein Bereich von etwa fünf Doppelschritten im mittleren Teil der Teststrecke herausgeschnitten, um den Einfluss von beschleunigendem (Beginn) und abbremsendem (Ende) Gang zu eliminieren. Entsprechend den Ausführungen in der Einleitung wurden die Parameter Maximaldruck P_{max} (Einheit $[N/cm^2]$) und Kraft-Zeit-Integral $\int F dt$ (Einheit $[Ns]$) jeweils in den Zonen Ferse (F), Längsgewölbe (L), Ballen medial (MFK I), Ballenmitte (MFK II – III), Ballen lateral (MFK IV – V) und Zehen (Z) zur Auswertung herangezogen. Der Maximaldruck P_{max} ist hierbei der maximale Druckwert, der während der gesamten Messung (fünf ausgeschnittene Schritte) in einer Zone auftritt. Das Kraft-Zeit-Integral $\int F dt$ wurde für jeden Schritt separat ermittelt. Der endgültige Wert ergab sich schließlich aus dem Mittelwert über die fünf auszuwertenden Schritte.

Um die verschiedenen Messbedingungen für alle Parameter statistisch miteinander zu vergleichen, wurde

das folgende Verfahren angewandt. Zunächst erfolgte für jeden Parameter und jede Schuhbedingung die Berechnung des Mittelwerts über die zehn Versuchspersonen sowie der Standardabweichung, um ein Maß für die Streuung zu erhalten. Zum statistischen Vergleich der Mittelwerte wurde der t-Test für gepaarte Stichproben herangezogen. Das bedeutet, dass für jeden Parameter jeweils zwei Schuhbedingungen über alle Probanden paarweise miteinander verglichen wurden. Hierbei lautete die Nullhypothese, dass es keine signifikanten Unterschiede zwischen den jeweils miteinander verglichenen Schuhbedingungen gibt. Das Signifikanzniveau wurde auf 5 % definiert. Das heißt, dass die Nullhypothese bei einem t-Wert $< 0,05$ abgelehnt wird. In diesem Fall liegt ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den verglichenen Schuhbedingungen vor.

Ergebnisse

Schaftmaterial

In einer Voruntersuchung hatte sich gezeigt, dass die Effekte der drei untersuchten Schaftmaterialien auf die plantare Druckverteilung lediglich gering sind. Die Ergebnisse für den Maximaldruck einer Versuchsperson sind in Abb. 5 dargestellt. In den sechs oben definierten Fußzonen werden die maximalen Druckwerte PMax der drei Schaftmaterialien Lederschaft (A0, blau), Neoprenschaff (B0, rot) und Latexschaff (C0, gelb) verglichen. Die Abbildung verdeutlicht die geringen Unterschiede zwischen den Materialien. Vor allem in den drei Ballenbereichen existieren kaum Differenzen, während sich im Rückfuß und an den Zehen die Tendenz andeutet, dass der Schaft B0 die besten sowie der Schaft A0 die schlechtesten Ergebnisse liefert. Diese Tendenz ließ sich jedoch nicht statistisch signifikant unter den untersuchten Probanden absichern. Ein ähnliches Resultat lieferte die Analyse des Parameters Kraft-Zeit-Integral.

Im Gegensatz zur plantaren Druckverteilung treten deutliche Differenzen an der dorsalen Fußseite auf. Die Abbildung 6a zeigt die maximalen Druckwerte und 6b das Kraft-Zeit-Integral an den Zehengrundgelenken dorsal 1 – 5 (Z1 – Z5). Die maximalen Druckwerte sind bei den beiden elastischen Schäften deutlich geringer als beim Lederschaft, an dem die Werte zwischen 3- und 10-mal höher gemessen wurden. Außerdem fallen alle Vergleiche zwischen dem Le-

derschaft und den beiden elastischen Materialien statistisch signifikant aus, was durch die Sterne über dem Säulendiagramm angezeigt wird. Beim Vergleich der beiden elastischen Materialien sind die Druckwerte für Neopren geringer als für Latex, wobei die Vergleiche auf der lateralen Fußseite deutlicher werden und für die Messpunkte Z3, Z4 und Z5 signifikant sind.

Die Analyse des Kraft-Zeit-Integrals liefert prinzipiell die gleichen Ergebnisse. Der Schaft B2 erzielt die geringsten und der Lederschaft die höchsten Werte, wobei hier keiner der Vergleiche zwischen den beiden elastischen Materialien statistisch signifikant ausfällt.

Volumen

Die Ergebnisse der Volumenvariationen werden für die drei Bedingungen Referenz (A0), 1 cm verringertes Ballenmaß (A1) sowie 1,5 cm verringertes Ballenmaß (A2) in ähnlicher Weise dargestellt wie bei der Schaftanalyse und sind in der Abbildung 7a, b zu finden. Für alle 5 Sensoren ist eine Steigerung des Drucks mit abnehmendem Ballenmaß festzustellen, wobei eine maximale Steigerung des Drucks zwischen Bedingung A0 zu A2 um den Faktor 3 (Sensor Z1) auftritt. Die statistischen Vergleiche fallen für alle Sensoren signifikant aus, während dieses für die Vergleiche A0 – A1 beziehungsweise A1 – A2 nicht für jeden Bereich zutrifft. Die Ergebnisse für das Kraft-Zeit-Integral sind ähnlich. Lediglich bei den Sensoren Z3 und Z4 gibt es Abweichungen hierzu. Für den Bereich Z3 weist die Bedingung A1 den geringsten und für Z4 den höchsten Wert auf, wobei die Unterschiede für den Sensor Z4 nicht signifikant ausfallen.

Schuhzurichtung

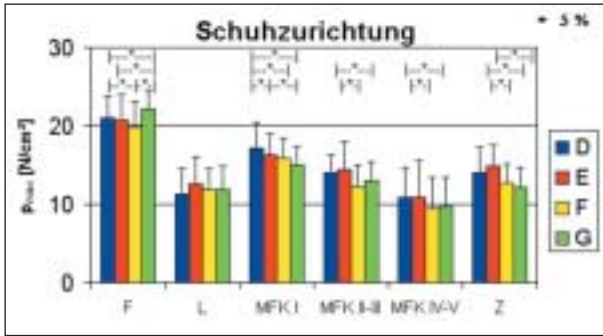
Bei der Analyse der verschiedenen Maßnahmen der Schuhzurichtung (Abb. 8 a,b) ist eine Differenzierung zwischen Vorfuß und Rückfuß sinnvoll. Im Längsgewölbe gibt es kaum Differenzen zwischen den untersuchten Bedingungen und keine Signifikanzen. Der Schuh mit Mittelfußrolle und ohne Sohlenversteifung (E) erzielt lediglich im Bereich MFK I eine Verbesserung im Vergleich zur Referenzmessung, welche statistisch signifikant ist. In den übrigen Bereichen ist diese Verbesserung allerdings nicht zu beobachten, sondern teilweise eine leichte Verschlechterung. Durch den zusätzlichen Einbau einer Sohlenversteifung (F und G) kann eine

Reduzierung der Maximaldruckwerte im Vorfuß erzielt werden. Allerdings führt vor allem der Schuh G zu einer Erhöhung der Maximaldruckwerte im Fersenbereich. Dieses zeigt sich in dem signifikanten Unterschied dieses Schuhs zu allen anderen untersuchten Schuhbedingungen. Für den Parameter Kraft-Zeit-Integral finden sich die wesentlichen Ergebnisse für die Bereiche Zehen und Ferse. Auch hierbei führt die Zurichtung mit Sohlenversteifung zu geringeren Werten an den Zehen, wobei vor allem der Schuh G signifikant zu allen übrigen ist. Jedoch führt die 3-lagige Sohlenversteifung für das Kraft-Zeit-Integral zu einer signifikanten Erhöhung im Fersenbereich, wohingegen der gleiche Schuh mit einer 2-lagigen Sohlenversteifung die geringsten Werte aufweist.

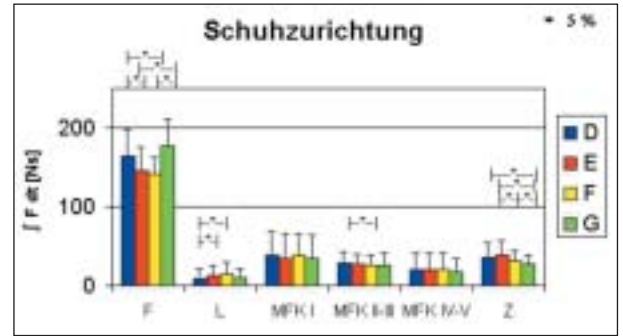
Diskussion

Es war das Ziel der vorliegenden Studie, den Einfluss verschiedener Schaftmaterialien, Volumenänderungen und Schuhzurichtungsmaßnahmen auf die Druckbelastung des Fußes zu analysieren. Dabei sollen die Ergebnisse Anhaltspunkte für die orthopädie-schuhtechnische Versorgung des diabetischen Fußes liefern. Hierzu konnten die folgenden Effekte der untersuchten Schuhbedingungen festgestellt werden:

Die Analyse der verschiedenen Schaftmaterialien konnte den deutlichen Vorteil von elastischen Materialien im Vergleich zu einem herkömmlichen Lederschaft nachweisen. Während die Ergebnisse auf der plantaren Fußseite lediglich tendenziell waren, konnten diese Tendenzen auf der dorsalen Fußseite statistisch abgesichert werden. Die Druckwerte sind dorsal deutlich geringer als plantar, da die Gewichtskraft nicht vom Fußrücken getragen werden muss. Wenn allerdings davon ausgegangen werden kann, dass die Strukturen auf der dorsalen Seite weniger gut geeignet sind, hohe Druckbelastungen zu tragen, so können geringere Druckwerte ebenfalls ein Gefährdungspotential darstellen. Dieses wird um so wichtiger, wenn sich fortschreitende Fehlstellungen am diabetischen Fuß, wie etwa Krallen- oder Hammerzehen ausgebildet haben. Im Vergleich der beiden untersuchten elastischen Materialien weist der Neoprenschaff leichte Vorteile gegenüber dem Latexmodell auf. Insgesamt belegen die Ergebnisse, dass zur Prävention und Rehabilitation von Ulzerationen am diabetischen Fuß ein elasti-



8a Maximaldruck plantar bei verschiedenen Schuhzurichtungen



8b Kraft-Zeit-Integral plantar bei verschiedenen Schuhzurichtungen

sches Schaftmaterial einem herkömmlichen Lederschaft vorzuziehen ist.

Der zweite Untersuchungsaspekt widmete sich der Frage, wie viel Volumen der Fuß im Schuh benötigt. Zur Simulation von zu eng gearbeiteten Schäften wurde das Ballenmaß um 1,0 cm beziehungsweise 1,5 cm verringert. Auch hierbei ging es um die Beurteilung der dorsalen Fußbelastung. Für den Maximaldruck ergab sich das deutliche Ergebnis, dass die Belastung mit abnehmendem Innenschuhvolumen zunimmt. Dieses gilt für alle fünf gemessenen Fußzonen, was für den Parameter Kraft-Zeit-Integral nicht in der Form zutrifft. Das bedeutet, das verringerte Volumenmaß hat weniger Einfluss auf die zeitliche Belastungseinwirkung als auf den Maximaldruck. Das Ergebnis bestätigt die häufig formulierte Forderung, dass der diabetische Fuß Platz im Schuh benötigt (Greitemann, 2001). An dieser Stelle ist ferner zu bedenken, dass das Innenschuhvolumen beispielsweise bei Ödembildungen von großer Bedeutung ist. Wenn das Fußvolumen im Laufe des Tages durch den gestörten Rücktransport von Geweblüssigkeiten ansteigt, so darf der Schuh nicht zu klein sein und sollte außerdem in der Lage sein, sich dem steigenden Fußvolumen anzupassen. Letzteres ist ein weiteres Argument für den Gebrauch von elastischen Schaftmaterialien bei diesem speziellen Krankheitsbild.

Schließlich wurden die Effekte verschiedener Schuhzurichtungsmaßnahmen analysiert. Untersucht wurde der Einfluss einer Mittelfußrolle ohne beziehungsweise mit zwei verschiedenen Sohlenversteifungen (2 beziehungsweise 3 Lagen Stabex). Das einfache Einarbeiten einer Mittelfußrolle führte zu einer leichten Reduzierung der Druckwerte am medialen Ballen (MFK I). Eine weitere Belastungsreduzierung kann durch eine zusätzliche Sohlenversteifung erzielt werden. Dieses stimmt mit den Ergebnissen von Drerup & Wetz (2000) überein, die eine Belastungsreduzie-

rung durch zusätzlichen Einbau einer Sohlenversteifung um ca. 12 % nachweisen konnten. Eine weitere Verstärkung der Sohlenversteifung durch Hinzufügen einer 0,7-mm-Lage Stabex führt zwar zu einer geringen Verbesserung im Vorfuß, geht allerdings einher mit einer deutlichen Verschlechterung an der Ferse. Sowohl der Maximaldruck als auch das Kraft-Zeit-Integral steigen deutlich und signifikant an. Das bedeutet insgesamt, dass eine Belastungsreduzierung sowohl durch den Einbau einer Rolle als auch durch eine Sohlenversteifung zu erzielen ist. Allerdings führt eine starke Sohlenversteifung zu einer Mehrbelastung der Ferse, was dort zu einem erhöhten Risiko einer Ulkusbildung führen kann. Eine erforderliche Entlastung der Ferse wäre hierbei durch weitere Zurichtungsmaßnahmen wie etwa Pufferabsatz oder Absatzrolle zu realisieren.

Zusammenfassend konnten die vorgelegten Ergebnisse einige Effekte der verschiedenen Schuhbedingungen nachweisen. Dabei ist festzustellen, dass die Versorgung des diabetischen Fußes keine triviale Aufgabe darstellt. Häufig geht es nicht darum, einen Parameter wie Innenschuhvolumen oder Sohlenversteifung zu maximieren. Vielmehr gilt es, für jeden Kunden individuell die Art der Versorgung optimal zu gestalten, was sich immer auch an der Ausprägung des diabetischen Krankheitsbildes orientieren sollte (z. B. Krallen-, Hammerzehen, Ödembildung, Charcot-Fuß). Prinzipielle Anhaltspunkte wie der Vorteil elastischer Schaftmaterialien oder die Wirkungsweise von Rollentechnik und Sohlenversteifung konnten an dieser Stelle geliefert werden. Die Studie sollte allerdings auch verdeutlichen, wie wichtig die Kontrolle einer angefertigten Versorgung ist. Wie können sonst Informationen über die Belastungsverhältnisse im Schuh erhalten werden, wenn nicht mit Hilfe der Innenschuhmessung? Schließlich hat die Untersuchung der dorsalen Fußbelastung belegt,

dass die Betrachtung dieser Lokation bei der Versorgung des diabetischen Fußes in der Zukunft nicht vernachlässigt werden sollte. Insgesamt sollen die Ergebnisse der Studie dazu beitragen, die Versorgung des diabetischen Fußes durch die geeignete Wahl von Materialien und Maßnahmen beim Schuhbau zu verbessern.]

● ● **Anschriften der Verfasser:**

Dr. Jörg Natrup
Gesellschaft für Biomechanik
Münster mbH- GeBioM
Mendelstr. 11
48149 Münster

OSM Franz Fischer
Fischer Fußfit
Schlachthausstr. 11
92224 Amberg

Literatur:

- Armstrong, D.G., Lavery, L.A., Bushman, T.R.: Peak foot pressure influence the healing time of the diabetic foot ulcers treated with total contact casts, in: Journal of Rehabilitation Research and Development, 35, 1998, S. 1 - 5.
- Cavanagh, P.R., Rodgers, M.M.: The arch index: a useful measure from footprints, in: Journal of Biomechanics, 20 (5), 1987, S. 547 - 551.
- Cavanagh, P.R., Hewitt, F.G., Perry, J.E.: In-shoe plantar pressure measurement - a review, in: The foot, 2, 1992, S. 185 - 194.
- Cavanagh, P.R., Ulbrecht, J.S.: Clinical plantar pressure measurement in diabetes: rationale and methodology, in: The foot, 4, 1994, S. 123 - 135.
- Cavanagh, P.R., Ulbrecht, J.S., Caputo, G.M.: Schuhe für Diabetiker: Biomechanische Aspekte der Versorgung, in: Orthopädie-Schuhtechnik Sonderheft Diabetes, 1996, S. 68 - 77.
- Drerup, B., Wetz, H.H.: Der Einfluß der Fußbettung und Schuhzurichtung auf die plantare Druckverteilung, in: Medizinisch Orthopädische Technik, 3, 2000, S. 84 - 90.
- Greitemann, B.: Orthopädisches Präventionsprogramm für den diabetischen Fuß, in Orthopädie-Schuhtechnik, 6, 2001, S. 22 - 29.
- Kosiak, M.: Etiology and Pathology of Ischemic Ulcers, in: Arch. Phys. Med. Rehabil., 42, 1959, S. 62 - 69.
- OST: Viel mehr als nur ein elektronischer Blaudruck, in: Orthopädie-Schuhtechnik, 11, 1998, S. 37 - 42.
- OST: Eine interdisziplinäre Herausforderung, in Orthopädie-Schuhtechnik, 6, 2001, S. 15 - 17.
- OST: Orthopädie bei Diabetes im Aufbruch, in Orthopädie-Schuhtechnik, 6, 2001, S. 18.