

Z Rheumatol 2018 · 77:231–239
 DOI 10.1007/s00393-017-0347-8
 Online publiziert: 7. Juli 2017
 © Springer Medizin Verlag GmbH 2017

Redaktion

U. Müller-Ladner, Bad Nauheim
 U. Lange, Bad Nauheim



H. Baur¹ · N. Merz¹ · A. Muster¹ · G. Flückiger² · A. Hirschmüller^{3,4}

¹ Fachbereich Gesundheit, Physiotherapie, Berner Fachhochschule, Bern, Schweiz

² Fußchirurgie, Sonnenhofspital, Orthopädische Chirurgie, Bern, Schweiz

³ Altius Swiss Sportmed Center, Rheinfelden, Schweiz

⁴ Klinik für Orthopädie & Traumatologie, Universitätsklinikum Freiburg, Freiburg, Deutschland

Vorfußentlastung durch Schuheinlagen

Effekte unterschiedlicher Konstruktionsprinzipien

Beschwerden des Vorfußes sind häufig Begleiterscheinungen rheumatischer Erkrankungen, können jedoch auch isoliert auftreten (z. B. Metatarsalgie). Orthopädische Hilfsmittel unterstützen die konservative Therapie mit dem Ziel, Symptome zu reduzieren. Dabei wird meist eine mechanische Entlastung der betroffenen Fußstrukturen durch geeignetes Schuhwerk und konstruktive Elemente in Schuheinlagen angestrebt. Der Einfluss des Schuhwerks auf die mechanische Entlastung des Vorfußes ist jedoch nur unzureichend untersucht. Neue Erkenntnisse können unmittelbar helfen, die Versorgungspraxis zu optimieren.

Hintergrund und Fragestellung

Schuheinlagen können in der konservativen orthopädischen wie rheumatologischen Therapie eingesetzt werden, um Symptome zu mindern und Belastungen auf einzelne Fußstrukturen zu reduzieren [7, 21, 27]. In der täglichen Praxis werden Schuheinlagen sehr häufig eingesetzt, obwohl die Evidenz durch randomisierte und kontrollierte Studien noch eingeschränkt ist. Für einzelne Beschwerdebilder, wie z. B. das patella-femorale Schmerzsyndrom, die Plantarfasziitis oder einer Metatarsalgie, gibt es ermutigende Hinweise für den erfolgreichen Therapieeinsatz von Schuheinlagen, wenngleich weitere Therapiestudien gefordert werden [4, 10, 20, 25].

Bei Beschwerden des Vorfußes werden entlastende Maßnahmen für den Vorfuß gefordert. Dies könne durch weichbettende Einlagen und/oder Mittelfußpelotten, die retrokapital platziert werden, erreicht werden [18]. Bezüglich der mechanischen Entlastung des Vorfußes werden in erster Linie diese beiden Konzepte genannt, wobei der retrokapitalen Pelotte am häufigsten eine Wirkung zugeschrieben wird. In orthopädischen Lehrbüchern wird traditionell vornehmlich die retrokapitale Pelotte als Mittel der Wahl (z. B. bei Metatarsalgie) beschrieben [5]. Neben retrokapitalen Abstützungen, meist in Herzform, werden quere Abstützungen, sog. Stufenbettungen, zur Entlastung des Vorfußes beschrieben [2]. Teilweise werden Vorfußweichbettungen in Kombination mit retrokapitalen Pelotten empfohlen [1]. Selbst in aktuellen Lehrbüchern wird bei Metatarsalgie die retrokapitale Pelotte als einzige Methode der Wahl beschrieben [22, 29]. Geht es um die generelle Entlastung des Vorfußes mittels Schuhzurichtungen, werden Schuhmodifikationen durch Vorfußrollen („Schmetterlingsrolle nach Marquardt“) in Kombination mit retrokapitalen Abstützungen und Vorfußweichbettungen als optimal angesehen [22].

Um die mechanische Entlastung des Vorfußes nachzuweisen, werden meist Analysen der plantaren Druckverteilung vorgenommen. Eine Studie konnte dabei zeigen, dass eine retrokapitale Pelotte

(„metatarsal pad“) gegenüber anders geformten Pads und im Vergleich zu einer Kontrolleinlage den Vorfuß am stärksten mechanisch entlasten kann [24]. Diese Studie steht stellvertretend für weitere experimentelle Studien, die zeigen konnten, dass eine retrokapitale Pelotte („metatarsal pad“: Pelotte proximal der 2., 3., 4. Metatarsalköpfe) oder vergleichbare Abstützungen der Metatarsalia („metatarsal bar“, „metatarsal dome“: alle proximal der 2., 3., 4. Metatarsalköpfe platziert) die Druckbelastung im zentralen und medialen Vorfuß beim Gehen signifikant reduzieren können [6, 8, 11, 13, 15, 16, 19].

In jüngerer Zeit treten Vorfußweichbettungen, insbesondere im Sport, vermehrt in den Fokus [9]. So konnte bei 23 Laufsportlern gezeigt werden, dass bei einer Laufgeschwindigkeit von $10 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$ ($2,78 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$) nur eine Sportschuheinlage mit Vorfußweichbettung in der Lage ist, eine Druckreduktion zu realisieren. Demgegenüber konnte dies eine gleichartige Einlage mit retrokapitaler Pelotte im Vergleich zu einer Kontrolleinlage aus dem gleichen Basismaterial nicht erreichen [9]. Im angloamerikanischen Raum und der Commonwealth-Region werden zudem konturierte Schuheinlagen zur Druckreduktion eingesetzt. Im Gegensatz zu Europa werden dort auch verstärkt vorgefertigte Einlagen („pre-fabricated“) angeboten und nicht ausschließlich eine individuelle Fertigung („customized“) angestrebt. Die stark konturierten Einlagen folgen dem

Tab. 1 Anthropometrische Charakteristika

Anthropometrie (n = 15)	Mittelwert ± SD
Alter (Jahre)	24 ± 3
Größe (cm)	169 ± 10
Gewicht (kg)	62 ± 10
BMI (kg/cm ²)	22 ± 2
Trainingsumfang pro Woche (h)	3,5 ± 1

BMI Body-Mass-Index, SD Standardabweichung, h Stunden

Prinzip der Total-contact-Einlage mit dezidiertem Rückfußfassung [28]. Im europäischen Raum ist dies weitestgehend in jedem herkömmlichen Schuheinlagentyp realisiert. Eine dreidimensionale Konturierung ist deshalb als Standard anzusehen. Eine englische Studie zeigt, dass unabhängig von der individuellen oder Standardfertigung konturierte Einlagen geringfügig die Druckbelastung im Vorfuß reduzieren können [28]. Zudem wurde nachgewiesen, dass in Militärstiefeln getragene weichbettende Einlagen Spitzendruckbelastungen im Vorfuß reduzieren [14]. Dies konnte in gleicher Weise eine weichbettende Einlage kombiniert mit retrokapitaler Pelotte erreichen [12].

Wie oben angedeutet, kommt der Schuhversorgung zusätzlich eine wichtige Rolle zu. Der Schuh selbst (steife Sohle, flexible Sohle) wie auch konstruktive Merkmale wie Abrollhilfen können zusätzlich die Vorfußbelastung beeinflussen und bestenfalls reduzieren [22]. Allerdings fehlen Untersuchungen, die in einem Testaufbau die Schuhkonstruktion (steife Sohle vs. flexible Schuhe) und die Konstruktionsprinzipien in Schuheinlagen (Vorfußweichbettung vs. retrokapitale Pelotte) kombiniert analysieren.

Das Ziel der Studie war deshalb die Analyse des plantaren Spitzendrucks im Vorfuß beim Tragen von verschiedenem Schuhwerk (steif und flexibel) mit Schuheinlagen mit retrokapitaler Pelotte oder Weichbettung im Vergleich zu einer Kontrolleinlage ohne spezifische Funktionselemente aus dem gleichen Ausgangsmaterial.

Es wurde initial angenommen (Nullhypothese), dass keine Unterschiede zwischen dem Schuhwerk und den Schuheinlagentypen bezüglich möglicher Druckreduktionen im Vorfuß bestehen.

Studiendesign und Untersuchungsmethoden

Studiendesign

Die Studie fand in einem Laborsetting im Querschnittsdesign statt. Die Teilnehmerinnen und Teilnehmer gingen mit einer Geschwindigkeit von 3,5 km·h⁻¹ (0,98 m·s⁻¹) auf einem Laufband (Kettler® Marathon TX1, Kettler®, Ense-Parasit, D) in randomisierter Reihenfolge 6 Intervalle mit Kombinationen aus 3 Einlagen (neutral, retrokapitale Pelotte, Vorfußweichbettung, Ortho-Team AG, Bern, CH) und 2 Schuhen (Modell: Preto, Sugar Shoes, Picada Café, BR; flexible Sohle, versteifte Sohle). Dabei wurde die plantare Druckverteilung mit einem In-Schuh-Sohlenmesssystem (pedar-x®, Novel®, München, D) erfasst.

Probanden

Es wurden 15 anamnestisch gesunde Personen zwischen 18 und 35 Jahren rekrutiert. Einschlusskriterien waren eine sportliche Tätigkeit von mindestens 2-mal pro Woche 60 min, keine akuten Beschwerden der unteren Extremität oder des Rückens sowie keine Operation an der unteren Extremität in den letzten 24 Monaten. Die morphologische Fußform wurde beurteilt. Bei allen 15 Personen wurde das Längsgewölbe als unauffällig, ohne nennenswerte Seitendifferenzen klassifiziert. Ausschlusskriterien waren muskuläre und/oder neurologische Verletzungen/Erkrankungen, allgemeine akute Infekte, Thrombosen, frische Frakturen, Knochentumoren, Gefäßerkrankungen, Alkoholabhängigkeit oder Schwangerschaft.

Alle Teilnehmerinnen (n = 12) und Teilnehmer (n = 3) nahmen freiwillig an der Studie teil und unterschrieben nach schriftlicher und mündlicher Aufklärung einen nach Good Clinical Practice (GCP)-Richtlinien erstellten Informed

Consent. Die lokale Ethikkommission erklärte aufgrund des geringen Risikos ihre Nichtzuständigkeit (Votum Z039/12 vom 16.10.2012). Die deskriptiven Charakteristika der Kohorte sind aus **Tab. 1** ersichtlich.

Protokoll

Nach Aufklärung, schriftlichem Einverständnis und Erfassung der demografischen Daten absolvierten alle Testpersonen ein 5-minütiges Warm-up auf dem Laufband mit der späteren Testgeschwindigkeit (3,5 km·h⁻¹/0,98 m·s⁻¹). Anschließend erfolgten 6 Testintervalle à 2 min mit den randomisierten Testkonditionen.

Für die Testschuhkondition wurde ein flachsohliger Schnürschuh ohne Fersensprengung mit dünner und flexibler Zwischen- und Außensohle (Modell: Preto, Sugar Shoes, Picada Café, BR) gewählt (Kondition F: flexibler Schuh). Dieser lag in allen notwendigen Schuhgrößen vor und wurde entsprechend einer komfortablen Passform vom Probanden anprobiert und selbst gewählt. Ein Größensatz des Testschuhs wurde mit einer ganzsohligen Kunststoffversteifung versehen, um die Flexibilität der ursprünglichen Sohle einzuschränken (Kondition S: steifer Schuh).

Die Einlagenkonditionen wurden aus einem Ethylen-Vinylacetat-Copolymer (EVA-Material: Nora Lunalastik, Nora Systems GmbH, Weinheim, D, Shore 40) gefertigt. Eine neutrale Kontrollkondition bestand aus einer ganzsohligen Einlage (4 mm, Shore 40) ohne Konturen und Funktionselemente (Kontrollkondition N: neutral). Die Kondition mit der retrokapitalen Pelotte (Kondition P: Pelotte) bestand aus dem gleichen ganzsohligen Grundmaterial (4 mm, Shore 40). Die Position der Pelotte wurde mithilfe eines plantaren Fußscans (paroScan 2D mobil, Paromed®, Neubuern, D) definiert. Die maximale Höhe der Pelotte betrug 6 mm. Die retrokapitale Pelotte reichte proximal bis zum Beginn des Fußballens. Größe und Höhe der Pelotte wurden durch Palpieren des Fußes durch den immer gleichen Orthopädietechniker bestimmt. Maßgebend war die Festigkeit des Gewebes. Je nach Komfortempfinden der Probanden

Hier steht eine Anzeige.



Vorfußentlastung durch Schuheinlagen. Effekte unterschiedlicher Konstruktionsprinzipien

Zusammenfassung

Hintergrund. Schuheinlagen- und Schuhmodifikationen werden zur Reduktion des plantaren Spitzendrucks eingesetzt. Die Effekte verschiedener Schuheinlagen und -konstruktionen zur Vorfußentlastung sind bisher unzureichend untersucht.

Fragestellung. Ziel war die Überprüfung des Einflusses von Einlagen- (retrokapitale Pelotte, Vorfußweibettung, Kontrolle) und Schuhkonstruktionen (flexibel, steif) auf den Spitzendruck im Vorfuß.

Material und Methoden. In die Studie wurden 15 gesunde Probanden eingeschlossen. Die plantare Druckverteilung wurde mit einem In-Schuh-System während des Gehens ($3,5 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$) auf einem Laufband gemessen und der durchschnittliche plantare Spitzendruck (kPa) im Vorfuß berechnet. Die

hypothesenprüfende Statistik erfolgte mittels zweifaktorieller ANOVA mit Messwertwiederholung (Faktoren: Schuh, Einlage; $\alpha = 0,05$).

Ergebnisse. Sowohl die Einlage mit retrokapitaler Pelotte als auch die mit Vorfußweibettung führten im Vergleich zur Kontrolleinlage zu einer Reduktion des Spitzendrucks ($p = 0,009$). Zwischen den beiden Einlagen bestand kein Unterschied ($p > 0,05$). Der Schuhvergleich zeigte eine signifikant geringere Vorfußbelastung im steifen Schuh im Vergleich zum flexiblen ($p = 0,0001$). Im Mittelfuß führte die Pelotte zu einem Druckanstieg von 12 und 21 % gegenüber der Kontrolleinlage und der Weibettung.

Diskussion. Eine Druckentlastung des Vorfußes kann mittels Weibettung oder mittels retrokapitaler Pelotte erreicht werden. Durch die Pelotte resultiert jedoch auch ein erhöhter Spitzendruck im Mittelfuß. Die Schuhwahl ist entscheidend, da ein steifer Schuh den Spitzendruck im Vorfuß stärker reduziert als ein flexibler Schuh. Ob Metatarsalgiepatienten von den getesteten Interventionen klinisch profitieren, muss zukünftig eine prospektive Therapiestudie untersuchen.

Schlüsselwörter

Mittelfußknochen · Schuheinlagen · Vorfuß · Schuhe

Forefoot relief with shoe inserts. Effects of different construction strategies

Abstract

Background. Shoe inserts and shoe modifications are used to reduce plantar peak pressure. The effects of different shoe inserts and shoe construction strategies for relief of the forefoot have not yet been sufficiently evaluated.

Purpose. The aim of this study was to analyze the effects of shoe inserts and shoe construction strategies (e.g. metatarsal pad, forefoot cushioning and control) and shoe modifications (e.g. flexible or stiff) on the peak plantar pressure in the forefoot region.

Material and methods. In this study 15 healthy subjects were recruited. Plantar pressure distribution was measured using an in-shoe system during walking ($3.5 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$) on a treadmill and the average plantar peak

pressure (kPa) in the forefoot was calculated. The statistics for testing the hypothesis were carried out using 2-factorial ANOVA with repeat measurements (factors: shoe, insert; $\alpha = 0.05$).

Results. The metatarsal pad and forefoot cushioning led to a reduction of peak pressure, which was statistically significant compared to the control condition ($p = 0.009$). No differences were observed between both shoe inserts ($p > 0.05$). A comparison between stiff and flexible shoes revealed a statistically significant pressure reduction in favor of stiff shoes ($p = 0.0001$). The metatarsal pad led to a peak pressure increase in the midfoot of 12% and by 21% compared to control and forefoot cushioning, respectively.

Discussion. A peak pressure reduction in the forefoot can be achieved with a metatarsal pad or with cushioning; however, the metatarsal pad resulted in a subsequent increase in midfoot pressure. Moreover, shoe construction is crucial because a stiff shoe contributes to a better peak pressure reduction compared to a flexible shoe. Prospective clinical studies should be carried out to prove whether this results in beneficial effects for patients with metatarsalgia.

Keywords

Metatarsal bones · Foot orthoses · Forefoot · Shoes

den wurden die Größe und die Höhe der Pelotte noch korrigiert. Dies ist das übliche Vorgehen in der orthopädie-technischen Praxis. Die Festigkeit der Pelotte war identisch mit der Festigkeit der übrigen Schuheinlage. Für die dritte Schuheinlagentestkondition wurde eine ganzsohlige Einlage mit Vorfußweibettung (4 mm, Shore 18) verwendet (Kondition W: Weibettung). Diese war ebenfalls ohne Konturen. Die [Tab. 2](#) fasst die 6 Testkonditionen zusammen.

Während der Testintervalle wurde für 60 s die plantare Druckverteilung mit einer Messfrequenz von 100 Hz aufgezeichnet. Dafür wurde ein In-Schuh-Sohlenmesssystem verwendet (pedar-x®-System, Novel®, München, D). Jede Messsohle umfasst 99 kapazitive Sensoren. Dies resultiert abhängig von der verwendeten Sohlengröße in einer örtlichen Auflösung von rund 1 Sensor pro 2 cm^2 . Das Messsystem wird als valide und reliabel für die Analyse der plan-

taren Druckverteilung angesehen [17, 26].

Die Reihenfolge der Testkonditionen wurde anhand des Online-Tools randomization.com zufällig gestaltet. Die Testpersonen wurden nicht über die Unterschiede der Testkonditionen aufgeklärt. Sie waren auch nicht über den genauen Zeitpunkt der Datenaufzeichnung informiert. Damit sollten Störvariablen wie psychologische Einflüsse auf das Gangmuster minimiert werden [23]. Die Daten wurden an-

Tab. 2 Testkonditionen	
Beschreibung Testkondition	Abkürzung Testkondition
Flexibler Schuh, neutrale Einlage	FN
Flexibler Schuh, Einlage mit retrokapitaler Pelotte	FP
Flexibler Schuh, Einlage mit Weichbettung	FW
Steifer Schuh, neutrale Einlage	SN
Steifer Schuh, Einlage mit retrokapitaler Pelotte	SP
Steifer Schuh, Einlage mit Weichbettung	SW

F flexibler Schuh, *S* steifer Schuh, *P* retrokapitale Pelotte, *W* Weichbettung, *N* neutrale Einlage (Kontrolle)

Tab. 3 Plantare Druckverteilung (kPa) in den Fußarealen Vorfuß, Mittelfuß, Gesamtfuß			
Kondition	Mittelwert ± SD (kPa)	Lower 95 %-Konfidenzintervall (kPa)	Upper 95 %-Konfidenzintervall (kPa)
<i>Vorfuß</i>			
FN	275 ± 58	253	296
FP	250 ± 61	227	273
FW	249 ± 59	227	271
SN	237 ± 54	216	257
SP	210 ± 52	191	230
SW	210 ± 56	189	231
<i>Mittelfuß</i>			
FN	210 ± 53	190	230
FP	202 ± 31	190	214
FW	188 ± 44	172	205
SN	183 ± 42	168	199
SP	205 ± 20	198	213
SW	169 ± 41	154	185
<i>Gesamtfuß</i>			
FN	316 ± 49	297	334
FP	297 ± 51	278	316
FW	288 ± 57	267	310
SN	311 ± 59	289	333
SP	297 ± 57	276	318
SW	286 ± 58	264	308

Darstellung von Mittelwert, Standardabweichung (SD) und 95 %-Konfidenzintervall pro Messkondition
F flexibler Schuh, *S* steifer Schuh, *P* retrokapitale Pelotte, *W* Weichbettung, *N* neutrale Einlage (Kontrolle)

schließend mit der Herstellersoftware auf Plausibilität geprüft (pedar-x® Recorder, Version 19.3.30, Novel®, München, D). Bei allen Bodenkontakten wurden ein initialer Kontakt mit dem Rückfuß und ein kontinuierlicher Verlauf des Center-of-Pressures verifiziert. Inkomplette Bodenkontakte wurden von der weiteren Auswertung ausgeschlossen. Danach wurde pro Testkondition aus 10 einzelnen Bodenkontakten eine repräsentative Druckverteilung (Novel®

Scientific Software, Version 19.3.42, Novel®, München, D) berechnet [28].

Outcomes und Statistik

Aus den berechneten repräsentativen plantaren Druckverteilungen pro Kondition wurden folgende Outcomes extrahiert:

1. Primäres Outcome: Als primäres Outcome diente der plantare Spitzendruck („peak pressure“ = im

Vorfuß [kPa]). Die Reliabilität diese Outcomes wurde vorab in unserem Labor im Test-Retest-Design an 17 anamnestisch gesunden Probanden geprüft. Der Spitzendruck im Vorfuß zeigte eine exzellente Reliabilität mit einem Intra-Class-Koeffizienten (ICC) von 0,97 und einer Test-Retest-Variabilität von $4,9 \pm 6,5$ %. Der systematische Fehler („bias“) lag bei 4,1 kPa mit „limits of agreement“ nach Bland und Altman (Standardabweichung*1,96) von 49,5 kPa [17].

2. Sekundäre Outcomes

- a. Plantarer Spitzendruck („peak pressure“) im Gesamtfuß (kPa). Dort ergab die vorab gemachte Reliabilitätsanalyse einen ICC von 0,97, eine Test-Retest-Variabilität von $4,7 \pm 4,5$ % und einen Bias von 1,2 kPa („limits of agreement“: 49,1 kPa) [17]. Die Daten des Gesamtfußes werden dargestellt, um unabhängig von der Hauptfragestellung und unabhängig von möglichen methodologischen Unterschieden eine Vergleichbarkeit mit anderen Studien herzustellen und die Beurteilung der generellen Plausibilität sowie externen Validität mit der Literatur zu ermöglichen.
- b. Plantarer Spitzendruck („peak pressure“) im Mittelfuß (kPa). Bezogen auf die Reliabilität konnte dort ein ICC von 0,90, eine Test-Retest-Variabilität von $10,1 \pm 9,3$ % und ein Bias von 3,7 kPa („limits of agreement“: 31,5 kPa) erreicht werden [17]. Der Spitzendruck im Mittelfuß wird beurteilt, um insbesondere Auswirkungen der Pelotte auf die Spitzendruckbelastung im Mittelfuß beurteilen zu können.

Zur Definition des Vorfuß- und Mittelfußareals wurde der Fuß zunächst nach Cavanagh et al. [3] in Rückfuß, Mittelfuß, Vorfuß und Zehenbereich unterteilt. Damit die individuell platzierte retrokapitale Pelotte nicht in den Vorfuß hineinreicht und dort fälschlicherweise Druckspitzen aufgrund der Erhöhung gemessen werden, wurde die Grenze zwischen Mittelfuß und Vorfuß individuell nach plausiblen Ausschluss der Pelotte vom Vor-

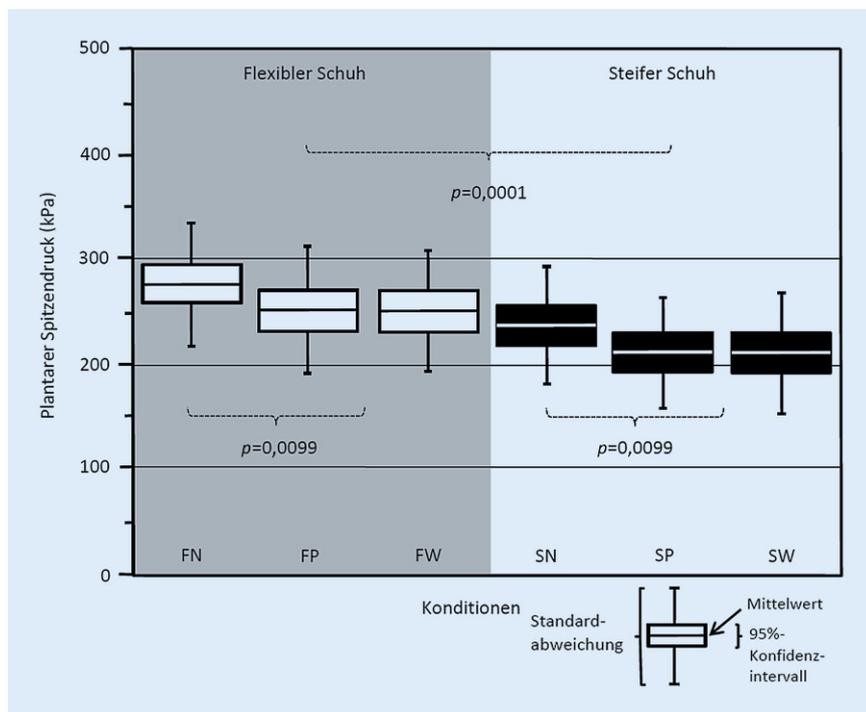


Abb. 1 ▲ Plantare Spitzendruckbelastung (kPa) im Vorfuß (Darstellung von Mittelwert, Standardabweichung [SD] und 95 %-Konfidenzintervall pro Messkondition). *F* flexibler Schuh, *S* steifer Schuh, *N* neutrale Einlage (Kontrolle), *P* retrokapitale Pelotte, *W* Weichbettung

fußareal bestimmt. Dies hatte folgende geometrische Unterteilungen beginnend mit der Ferse (0 %) bis zur Fußspitze (100 %) zur Folge:

- Vorfuß: Übergang Mittelfuß-Vorfuß individuell ($66\% \pm 2$) bis 80 % der Fußlänge, primäres Outcome,
- Gesamtfuß: 0–100 % der Fußlänge, sekundäres Outcome,
- Mittelfuß: 27 % der Fußlänge bis Übergang Mittelfuß-Vorfuß individuell ($66\% \pm 2$), sekundäres Outcome.

Vor der statistischen Analyse wurde eine Normalverteilung (Shapiro-Wilk-Test) der Daten bestätigt. Für das primäre Outcome (Spitzendruck in kPa im Vorfuß) und die sekundären Outcomes wurden Mittelwert, Standardabweichung (SD) und 95 %-Konfidenzintervalle berechnet und dargestellt (Tab. 3).

Lediglich für das primäre Outcome Spitzendruck im Vorfuß fand eine statistische Prüfung statt. Angelehnt an die initiale Fragestellung (Einfluss der Schuheinlagenkonstruktion und/oder Einfluss des Schuhwerks auf den plantaren Spitzendruck im Vorfuß), wurde

die Hypothesenprüfung anhand einer zweifaktoriellen ANOVA mit Messwertwiederholung (Faktor 1: Schuhwerk, Faktor 2: Schuheinlage, Signifikanzniveau: 5 %) vorgenommen. Die statistische Analyse erfolgte mit der Software JMP (SAS Institute Version 22.0, IBM® SPSS Inc., Chicago, USA).

Ergebnisse

Der Spitzendruck bzw. „peak pressure“ (kPa) im Vorfußbereich unterschied sich beim Faktor Schuhwerk statistisch signifikant ($p < 0,0001$). Die Spitzenbelastungen im steifen Schuh waren unabhängig von der Kondition gegenüber den Belastungen im flexiblen Schuh reduziert (Abb. 1).

Bei der Prüfung auf Unterschied für den Faktor Schuheinlage zeigte die ANOVA (mit anschließendem Post-hoc-Test nach Tukey) ebenfalls einen statistischen signifikanten Unterschied zwischen den Konditionen ($p = 0,0099$). Dies betraf den Unterschied zwischen Kontrolleinlage und retrokapitaler Pelotte bzw. zwischen Kontrolleinlage und Vorfußweichbettung. Zwischen den Einlagen-

konditionen retrokapitale Pelotte und Vorfußweichbettung bestand dagegen kein Unterschied ($p > 0,05$) (Abb. 1).

Betrachtet man das Ausmaß der Druckreduktion durch den steifen Schuh, so kann eine mittlere Reduktion der Spitzendruckbelastung im Vergleich zum flexiblen Schuh von 15 % festgehalten werden.

Die Druckreduktion durch die Einlagenkonditionen retrokapitale Pelotte und Vorfußweichbettung im Vergleich zur neutralen Kontrolleinlage (N) beträgt im flexiblen Schuh rund 9 % und im steifen Schuh 11 % (Tab. 3).

Verglichen mit dem flexiblen Schuh mit Kontrolleinlage kann eine Kombination aus steifem Schuh und retrokapitaler Pelotte oder die Kombination aus steifem Schuh und Vorfußweichbettung die Druckspitzen um 24 % reduzieren.

Für den Gesamtfuß werden mittlere Spitzendruckwerte von 286–316 kPa gemessen. Die niedrigsten Spitzendruckwerte treten in den Konditionen mit Vorfußweichbettung auf. Die Unterschiede sind jedoch als nicht relevant einzustufen (Tab. 3).

Die Analyse der Spitzendruckbelastung im Mittelfuß verdeutlicht eine wesentliche Spitzendruckerhöhung durch die retrokapitale Pelotte im steifen Schuh. Diese beträgt gegenüber der neutralen Kontrolleinlage 11 % und rund 18 % gegenüber der Vorfußweichbettung (Tab. 3).

Diskussion

Die Untersuchung hatte zum Ziel, den Effekt zweier Schuheinlagenkonstruktionen (retrokapitale Pelotte, Vorfußweichbettung) und zweier Schuhe (flexibel, steif) auf die plantare Druckverteilung des Vorfußes zu prüfen. Dieser rein mechanische Effekt wurde mit gesunden Testpersonen analysiert.

Es zeigte sich, dass bei moderater Ganggeschwindigkeit, ein steifer Schuh gegenüber einem flexiblen Schuh die Druckbelastung des Vorfußes reduzieren kann. Zusätzlich können Einlagenfunktionselemente wie eine retrokapitale Pelotte oder eine Weichbettung im Vorfuß den Druck im Vorfuß verringern. Das Ausmaß der Reduktion ist vergleich-

Hier steht eine Anzeige.



bar mit ähnlichen Studien. Jackson et al. berichten über eine Reduktion der Vorfußbelastung durch eine retrokapitale Pelotte um 12 % (33 kPa) [15]. In der vorliegenden Studie konnte eine Reduktion um 25 kPa bzw. 9 % erreicht werden. Vergleichbare Ergebnisse für eine Weichbettung finden sich ebenfalls in der Literatur [12].

Der kombinatorische Effekt von steifem Schuh plus Weichbettung oder Pelotte wurde so in keiner vergleichbaren Studie geprüft. Gegenüber einem flexiblen Schuh ohne Einlage wurde dadurch der Spitzendruck im Vorfuß um bis zu 24 % reduziert. Es kann deshalb von einem additiven Effekt von Schuh und Hilfsmittel gesprochen werden. Einschränkend muss hier auf die Beeinflussung benachbarter Fußareale durch die Pelotte hingewiesen werden. Im Gegensatz zur Weichbettung kommt es durch die Pelotte zu erhöhten Druckspitzen im Mittelfuß.

Die gemessenen Druckwerte sind vergleichbar mit der Literatur. Die Range der Spitzendruckwerte lag im Vorfuß zwischen 210 und 275 kPa. Dies ist deckungsgleich mit einer vergleichbaren Untersuchung an 11 älteren Patienten mit einer rheumatoiden Arthritis. Dort wurden bei selbst gewählter Ganggeschwindigkeit Druckwerte zwischen 216 und 275 kPa gemessen [15]. Für die Werte des Gesamtfußes kann eine Vergleichbarkeit zur Literatur ebenfalls festgehalten werden. Eine Reliabilitätsstudie mit 53 Probandinnen und Probanden zur plantaren Druckverteilung in einem komfortablen Freizeitschuh bestätigt die Werte für den Spitzendruck. Dort wurden im Durchschnitt ebenfalls bei selbst gewählter Ganggeschwindigkeit Druckspitzen von 280 ± 83 kPa gemessen [26]. Eine weitere Studie mit 15 symptomfreien Probanden zur Druckverteilung bei verschiedenen individuell konfigurierten Einlagen im Vergleich zu vorgefertigten Einlagen berichtet von Spitzendruckwerten von im Mittel 345 ± 83 kPa. Die gemittelten Spitzendruckwerte in der vorliegenden Studie waren 300 ± 53 kPa. Unterschiede in den absoluten Druckspitzen sind hauptsächlich durch unterschiedliche Schuhkonstruktionen und Einlagenmaterialien zu erklären [9].

Die generelle Validität der Messungen ist jedoch gegeben.

Bei der getesteten moderaten Ganggeschwindigkeit von $3,5 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$ war kein Unterschied zwischen den Einlagenfunktionselementen ersichtlich. Dies steht im Gegensatz zu einer aktuellen Studie bei einer Laufgeschwindigkeit von $10 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$. Dort konnte bei größerer Dynamik und folglich höheren plantaren Belastungen nur bei der Vorfußweichbettung eine Druckreduktion festgestellt werden. Eine Testkondition mit retrokapitaler Pelotte war dagegen nicht in der Lage, gegenüber einer neutralen Einlage die Druckbelastung zu reduzieren [9]. Offensichtlich muss in der praktischen Versorgung neben der Schuhwahl auch die zu erwartende Bewegungsdynamik mit einbezogen werden.

Limitationen

Für eine abschließende Bewertung der Ergebnisse sind folgende Limitationen zu beachten: Die vorliegende Studie prüfte lediglich die Effekte einer möglichen mechanischen Entlastung durch die gewählten Hilfsmittelooptionen. Der Test erfolgte zudem an anamnestisch gesunden Personen ohne Symptome oder Fehlstellungen. Es kann somit nicht ausgeschlossen werden, dass sich die Ergebnisse z. B. bei Personen mit ausgeprägtem Spreizfuß anders darstellen. Zusätzlich müssen in Zukunft prospektive klinische Studien klären, ob Patientinnen und Patienten mit den mechanisch nachgewiesenen Interventionen zur Reduktion der Vorfußbelastung auch hinsichtlich ihrer Beschwerdesymptomatik profitieren.

In methodischer Hinsicht kann kritisch angemerkt werden, dass lediglich der „peak pressure“ also der auftretende Spitzendruck im Vorfuß als Zielgröße diente. Häufig wird daneben das Druck-Zeit-Integral (Pressure-Time-Integral) mit dargestellt, da es den zeitlichen Verlauf der Druckbelastung mitberücksichtigt [15, 26, 28]. Allerdings ist die dadurch gewonnene Zusatzinformation äußerst gering, da beide Messgrößen hoch korrelieren [30]. Es ist deshalb gerechtfertigt, nur den Spitzendruck („peak pressure“) als Outcome heranzuziehen [9, 30].

Das eingesetzte plantare Druckverteilungsmesssystem zur Messung im Schuh wird als reliabel und valide zur Messung der vertikal auftretenden Belastung angesehen [26]. Allerdings sind keine Aussagen über mögliche Scherkräfte möglich [19]. Die Analyse von Effekten durch mögliche dreidimensionale Ausformungen von Schuheinlagen ist deshalb nur eingeschränkt möglich. Allerdings trifft dies im vorliegenden Fall nur für den Bereich des Mittelfußes zu. Dort sorgte die retrokapitale Pelotte für eine inkonsistente Oberfläche. Die Validität der dort erhobenen Druckwerte kann deshalb eingeschränkt sein. Zug- und Scherkräfte auf die Drucksensoren der Messsohle können daher eine exakte Datenerhebung verhindern. Für das Zielareal Vorfuß und die zugehörige Hauptzielgröße Spitzendruck („peak pressure“) im Vorfuß gilt dies jedoch nicht. Dort lag die Messsohle ohne Verwerfungen glatt auf der Messoberfläche auf. Die Messwerte dort sind deshalb in jedem Fall vertrauenswürdig. Dies bestätigen auch die oben genannten Vergleiche mit der Literatur.

Es kann festgehalten werden, dass alleine eine Änderung der Schuhwahl von einem Modell mit flexibler Sohle auf ein Modell mit steifer Sohle die Spitzendruckbelastung im Vorfuß reduziert. Die Schuheinlagenkonstruktionen mit retrokapitaler Pelotte oder mit Vorfußweichbettung können eine weitere Belastungsreduktion erreichen. Im Umkehrschluss bedeutet dies, dass bei mangelnder Compliance vonseiten der Träger bereits durch eine der beiden Maßnahmen eine Verbesserung der Vorfußbelastung resultiert. Sollte folglich der praktische Rat, einen steiferen Schuh zu verwenden, ignoriert werden, dann sorgt immerhin eine getragene Schuheinlage für einen positiven Effekt. Ebenso kann beim Nichttragen einer Einlage zumindest die richtige Schuhwahl eine Verbesserung der Druckbelastung erzeugen. Selbstverständlich verspricht am meisten Entlastung, wenn der kombinatorische Effekt von Schuh und Einlage berücksichtigt wird. Denkbar wäre hier zusätzlich zur Einlage auch eine Sohlenversteifung (ggf. zusätzlich eine Abrollhilfe) zu rezeptieren, um den Pati-

entinnen und Patienten den maximalen Effekt zu ermöglichen.

Fazit für die Praxis

- Ist eine mechanische Entlastung des Vorfußes das Behandlungsziel einer Schuheinlagenversorgung, so kann dies bei moderater Dynamik (Ganggeschwindigkeit: $3,5 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1} / 0,98 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$) sowohl durch eine retrokapitale Pelotte als auch durch eine Weichbettung im Bereich des Vorfußes erreichen werden.
- Bei der retrokapitalen Pelotte ist zu beachten, dass damit im Mittelfuß erhöhte Druckspitzen resultieren.
- Die Schuhwahl hat zusätzlichen Einfluss. Schuhe mit steifer Sohle entlasten den Vorfuß im Vergleich zu Schuhwerk mit flexibler Sohle. Dies bestätigt theoretische Überlegungen und praktische Erfahrungen der Orthopädieschuhtechnik (vgl. auch Abrollhilfen als Schuhkonstruktionsmerkmale).

Korrespondenzadresse

Dr. H. Baur

Fachbereich Gesundheit, Physiotherapie,
Bern, Berner Fachhochschule
Bern, Schweiz
heiner.baur@bfh.ch

Danksagung. Wir danken der Ortho-Team AG, Bern für die Bereitstellung der Schuhe und Schuheinlagen. Darüber hinaus wurde die Studie nicht finanziell gefördert.

Einhaltung ethischer Richtlinien

Interessenkonflikt. H. Baur, N. Merz, A. Muster, G. Flückiger und A. Hirschmüller geben an, dass kein Interessenkonflikt besteht.

Alle beschriebenen Untersuchungen am Menschen wurden mit Zustimmung der zuständigen Ethik-Kommission, im Einklang mit nationalem Recht sowie gemäß der Deklaration von Helsinki von 1975 (in der aktuellen, überarbeiteten Fassung) durchgeführt. Von allen beteiligten Patienten liegt eine Einverständniserklärung vor.

Literatur

1. Baumgartner R, Stinus H (2001) Die orthopädische-schuhtechnische Versorgung des Fußes. Thieme, Stuttgart, S 183–184

2. Bischoff HP, Abdolvahab F, Heisel J, Abel FR, Locher HA (2007) Praxis der konservativen Orthopädie. Thieme, Stuttgart, S 234–235
3. Cavanagh PR, Rodgers MM, Iiboshi A (1987) Pressure distribution under symptom-free feet during barefoot standing. *Foot Ankle Int* 7:262–276
4. Collins N, Crossley K, Beller E, Darnell R, McPoil T, Vincenzino B (2008) Foot orthoses and physiotherapy in the treatment of patellofemoral pain syndrome: randomised clinical trial. *BMJ* 337:a1735
5. Debrunner AM (2005) Orthopädie, orthopädische Chirurgie: patientenorientierte Diagnostik und Therapie des Bewegungsapparates, 4. Aufl. Huber, Bern, S 1152–1153
6. Deshaies A, Roy P, Symeonidis PD, LaRue B, Murphy N, Ancil E (2011) Metatarsal bars more effective than metatarsal pads in reducing impulse on the second metatarsal head. *Foot (Edinb)* 21:172–175
7. Fuhrmann R (2014) Rheumatische Vorfußdeformität. *Z Rheumatol* 73:814–821
8. Guldemond N, Leffers P, Schaper N, Sanders A, Nieman F, Willems P, Wahlenkamp GH (2007) The effects of insole configurations on forefoot plantar pressure and walking convenience in diabetic patients with neuropathic feet. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 22:81–87
9. Hähni M, Hirschmüller A, Baur H (2016) The effect of foot orthoses with forefoot cushioning or metatarsal pad on forefoot peak plantar pressure in running. *J Foot Ankle Res* 16:44
10. Hawke F, Burns J, Radford JA, du Toit V (2008) Custom-made foot orthoses for the treatment of foot pain. *Cochrane Database Syst Rev* 3:CD006801
11. Hayda R, Tremaine M, Tremaine K, Banco S, Teed K (1994) Effect of metatarsal pads and their positioning: a quantitative assessment. *Foot Ankle Int* 15:561–566
12. Hinz P, Henningsen A, Matthes G, Jager B, Ekkernkamp A, Rosenbaum D (2008) Analysis of pressure distribution below the metatarsals with different insoles in combat boots of the German Army for prevention of march fractures. *Gait Posture* 27:535–538
13. Holmes G, Timmerman L (1990) A quantitative assessment of the effect of metatarsal pads on plantar pressures. *Foot Ankle Int* 11:141–145
14. House CM, Waterworth C, Allsopp AJ, Dixon SJ (2002) The influence of simulated wear upon the ability of insoles to reduce peak pressures during running when wearing military boots. *Gait Posture* 16:297–303
15. Jackson L, Binning J, Potter J (2004) Plantar pressures in rheumatoid arthritis using prefabricated metatarsal padding. *J Am Podiatr Med Assoc* 94:239–245
16. Kang JH, Chen MD, Chen SC, Hsi WL (2006) Correlations between subjective treatment responses and plantar pressure parameters of metatarsal pad treatment in metatarsalgia patients: a prospective study. *BMC Musculoskelet Disord* 7:95
17. König N, Stoll A, Mayer F, Baur H (2012) Intrasession reliability of insole in-shoe plantar pressure measurements in different foot areas. *Med Sci Sports Exerc* 44(5):S713
18. Kunze B, Wülker N (2011) Problemfälle bei Metatarsalgie. *Orthopäde* 40:399–406
19. Lee PY, Landorf KB, Bonanno DR, Menz HB (2014) Comparison of the pressure relieving properties of various types of forefoot pads in older people with forefoot pain. *J Foot Ankle Res* 7:18
20. Lee SY, McKeon P, Hertel J (2009) Does the use of orthoses improve self-reported pain and function measures in patients with plantar fasciitis? A metaanalysis. *Phys Ther Sport* 10:12–18
21. Lucas-Cuevas AG, Perez-Soriano P, Llana-Belloch S, Macian-Romero C, Sanchez-Zuriaga D (2014) Effect of custom-made and prefabricated insoles on plantar loading parameters during running with and without fatigue. *J Sports Sci* 32:1712–1721
22. Möller M, Baumgartner R (2013) Zurichtung am Schuh. In: Baumgartner R, Möller M, Stinus H (Hrsg) Orthopädieschuhtechnik, 2. Aufl. Maurer, Geislingen, S 34–43
23. Morin JB, Samozino P, Peyrot N (2009) Running pattern changes depending on the level of subjects' awareness of the measurements performed: a "sampling effect" in human locomotion experiments? *Gait Posture* 30:507–510
24. Nordsiden L, Van Lunen BL, Walker ML, Cortes N, Pasquale M, Onate JA (2010) The effect of 3 foot pads on plantar pressure of pes planus foot type. *J Sport Rehabil* 19:71–85
25. Postema K, Burm P, vd Zande M, Limbeek J (1998) Primary metatarsalgia: the influence of a custom moulded insole and a rockerbar on plantar pressure. *Prosthet Orthot Int* 22:35–44
26. Putti A, Arnold G, Cochrane L, Abboud R (2007) The Pedar[®] in-shoe system: repeatability and normal pressure values. *Gait Posture* 25:401–405
27. Razaighi M, Batt ME (2000) Biomechanical analysis of the effect of orthotic shoe inserts: a review of the literature. *Sports Med* 29:425–438
28. Redmond AC, Landorf KB, Keenan AM (2009) Contoured, prefabricated foot orthoses demonstrate comparable mechanical properties to contoured, customised foot orthoses: a plantar pressure study. *J Foot Ankle Res* 2:20
29. Stinus H (2013) Metatarsalgie. In: Baumgartner R, Möller M, Stinus H (Hrsg) Orthopädieschuhtechnik, 2. Aufl. Maurer, Geislingen, S 266–267
30. Waaijman R, Bus SA (2012) The interdependency of peak pressure and pressure-time integral in pressure studies on diabetic footwear: no need to report both parameters. *Gait Posture* 35:1–5