

H. Baur, A. Hirschmüller, S. Müller, F. Mayer

## Wirkungsweise von funktionellen Elementen der Schuheinlagenversorgung im Sport

### *Effects of functional elements of orthotic insoles in sports*

Abt. Präventive und Rehabilitative Sportmedizin, Medizinische Klinik, Universität Freiburg

#### Zusammenfassung

**Einleitung:** Ziel der Studie war die Analyse des Einflusses funktionaler Elemente einer Sporteinlagenversorgung auf die plantare Druckverteilung und die muskuläre Aktivität bei gesunden Läufern.

**Methode:** Bei 17 gesunden Läufern wurde unter laufbandergometrischer Belastung bei  $12\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$  die muskuläre Aktivität (EMG) der Unterschenkelmuskulatur und die plantare Druckverteilung (PDV) im Schuh aufgenommen. Die Probanden liefen in randomisierter Abfolge barfuß, mit einem Referenzlaufschuh und mit 7 aus verschiedenen Kombinationen von Funktionselementen aufgebauten Einlagen. Aus dem EMG wurden Zeit- und Amplitudenmessgrößen zu verschiedenen Phasen des Gangzyklus extrahiert. Messgrößen der PDV waren der maximale  $P_{\text{max}}$  und der maximale mittlere Druck  $P_{\text{m}}$  unter dem gesamten Fuß und in lokalen Fußarealen entsprechend den Funktionselementen. Zusätzlich erfolgte eine Lastverteilungsanalyse, bei der das regionale Kraft-Zeit-Integral normalisiert auf die Gesamtbelastung berechnet wurde. Zur Analyse des Zusammenhangs von muskulärer Aktivität und plantarer Druckverteilung wurden Größen des EMGs und der PDV korreliert.

**Ergebnisse:** Bei der Analyse von  $P_{\text{m}}$  und  $P_{\text{max}}$  in Bereichen der Funktionselemente wurden höhere Druckwerte insbesondere durch den Einfluss einer Längsgewölbestütze (+31%) gemessen. Die Lastverteilungsanalyse zeigte lokale Einflüsse der Funktionselemente, ohne Beeinflussung benachbarter Fußareale. Einlagen mit Längsgewölbestütze resultierten in einer leicht erhöhten Aktivität des M. peroneus.

**Diskussion:** Bei gesunden Läufern wird die plantare Druckverteilung besonders durch eine Längsgewölbestütze beeinflusst. Damit einhergehend treten subjektspezifische Änderungen der muskulären Aktivierung auf. Dies kann möglicherweise als eine sensomotorische Wirkweise von Einlagen diskutiert werden.

**Schlüsselwörter:** Einlagen, Elektromyographie, Ganganalyse, Plantare Druckverteilung

#### Einleitung/Problem- und Zielstellung

Beschwerden und Verletzungen des Stütz- und Bewegungsapparates führen häufig dazu, dass Sportler ihr Trainingsprogramm reduzieren oder gar aussetzen müssen (4, 14, 16). Veränderungen der Statik und des dynamischen Bewegungsablaufes der unteren Extremität werden dabei als besonders bedeutsam angesehen (6, 14). In verschiedenen Studien wird die Annahme geäußert, dass Interventionen der

#### Summary

**Introduction:** The purpose of the study was to examine the effect of functional elements of insoles on plantar pressure distribution (PPD) and muscular activity (EMG) in healthy runners.

**Methods:** 17 healthy runners were examined on a treadmill using EMG and In-Shoe-PPD measurements at  $12\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$ . Subjects run in random order barefoot, with a reference shoe and with 7 differently constructed insoles. EMG time quantities and mean normalized amplitudes of lower leg muscles in different phases of the gait cycle served as measures for muscular activity. Peak pressure  $P_{\text{max}}$  and maximum mean pressure  $P_{\text{m}}$  of the total foot and in different foot areas were extracted from PPD. An analysis of regional Force-Time-Integrals examined load distribution in different foot areas. Possible connections between EMG and PPD were revealed by correlating quantities of both methods.

**Results:** Analysis of  $P_{\text{max}}$  and  $P_{\text{m}}$  in areas of functional elements showed changes towards higher loads as a result of medial longitudinal wedges (+31%). Regional Force-Time-integrals showed local changes of functional elements, without influencing adjacent areas. Insoles with longitudinal wedges show subject specific increases of M. peroneus activity.

**Discussion:** Plantar pressure distribution and thereby sensory input to the sole of the foot changes noticeably by using medial longitudinal wedges. Increased EMG-activity of M. peroneus might indicate sensorimotor effects of insoles. Especially longitudinal wedges are thought to be an effective tool in insole use.

**Key words:** electromyography, gait analysis, insoles, orthotics, plantar pressure

Statik (durch Einlagen) motorisch-dynamische Bewegungsabläufe beeinflussen können (5, 14). Die Einlagenversorgung im Sport ist daher eine häufig eingesetzte Maßnahme der konservativen Therapie in der täglichen Praxis der Orthopäden und Sportmediziner. Häufig wird in diesem Zusammenhang versucht mit einer individuell angepassten Einlagenversorgung präventiv der Fußstatik und damit auch dem Bewegungsablauf Rechnung zu tragen (11, 26). Allerdings erfolgt die Versorgung mit Einlagen in der Behandlung ver-

schiedener Beschwerden meist unspezifisch. Vor allem bei Ansatzentzündungen (1, 11) Tendinitiden und Tendinosen (3, 20, 24), dem patello-femorale Schmerzsyndrom (11), Beschwerden der unteren Lendenwirbelsäule (29) und bei Achsfehlstellungen kommen Einlagen derzeit zur Anwendung (7, 21).

Aus wissenschaftlicher Sicht erfolgt die Verordnung häufig ohne genaue Kenntnis der Wirkungsmechanismen. Da zudem verschiedene Versorgungskonzepte bei einer Vielzahl von Indikationen angeordnet werden, lässt sich eine genaue Zuordnung der Einlagengestaltung zu einer Differentialdiagnose nur unzureichend valide formulieren (26). Daher stellt sich die Versorgung oft sehr umfangreich, langwierig und kostenintensiv dar. Zusätzlich ist die Compliance bezüglich der Behandlung oft wenig zufriedenstellend, da Eingewöhnungsphasen, die Anpassung und eine geringe Funktionalität in sportlichen Bewegungsabläufen die Wirksamkeit der Versorgung einschränken. Oft ist dies auf die Eingangsanalyse, die der verordneten Einlage zugrunde liegt, zurückzuführen. Die Expertenbewertung der Fußstatik durch den behandelnden Orthopäden oder Arzt gilt als wesentliche Grundlage, wenngleich besonders bezüglich pathologischer Fußformen, objektive Abgrenzungsmaßstäbe schwer zu definieren sind (6, 9). Als weitere Einschränkung ist die oft ausnahmslos statische Bewertung durch den Orthopädienschuhmacher zu formulieren. Üblicherweise wird ein statischer Abdruck (Trittspur, Blauabdruck oder Trittschaum) als Referenz zur Einlagengestaltung herangezogen. Neuere Verfahren, die das Verhalten des Fußes oder des gesamten Bewegungsmusters in dynamischen Situationen erfassen können, haben derzeit noch nicht vollständig Einzug in die Diagnostik gehalten. Die Anwendung der plantaren Druckverteilungsmessung zur dynamischen Analyse der mechanischen Verhältnisse zwischen Fuß und Untergrund brachte hier bedeutsame Fortschritte. Einlagen auf dieser funktionell begründeten Basis zeigten in der klinischen Anwendung bereits sehr gute Ergebnisse, wenngleich auch hier die wissenschaftliche Überprüfung noch aussteht.

Einige Studien geben Hinweise auf positive Effekte durch eine Einlagenversorgung, meist wurden jedoch lediglich Veränderungen der subjektiven Schmerzempfindung oder der Komforteigenschaften untersucht (18, 25). In der Zuordnung möglicher positiver Effekte zu einem direkten Wirkungsmechanismus werden dabei in der wissenschaftlichen Literatur überwiegend zwei Hauptmechanismen diskutiert: In einem mehr "mechanisch" orientierten Ansatz wird die "Ausrichtung" des Skeletts oder der knöchernen Strukturen durch Einlagen propagiert. Durch die Korrektur von z.B. Fuß- und Beinachsenfehlstellungen soll das Bewegungsmuster insgesamt positiv beeinflusst werden (14, 16). Problematisch ist hierbei, dass ein klarer prospektiver Nachweis des Zusammenhangs von Fehlstellungen und Verletzungshäufigkeiten bisher nicht abschließend geführt werden konnte. So berichten *Hintermann und Nigg* 1998, dass bei manchen Patienten eine Abweichung des Pronationswinkels um 2-4° als Ursache für Verletzungen gilt. Gleichzeitig zeigen jedoch 40-50% der Läufer mit verstärkter Pronation keinerlei Überlastungsbeschwerden (16). Kritisch zu bewerten ist weiterhin, dass die

meisten Untersuchungen über den Zusammenhang von Fehlstellungen und Verletzungshäufigkeiten auf kinematisch erhobenen Daten basieren, deren Reliabilität und Validität, zumindest für diese Fragestellungen, kritisch zu hinterfragen ist (22, 30, 31). So wird nach neueren Untersuchungen von *Stacoff* zunehmend angenommen, dass eine Ausrichtung der knöchernen Strukturen durch Schuheinlagen nur marginal und unsystematisch möglich ist. In einer dreidimensionalen Videoanalyse mittels intraossär angebrachten Bone-Pins bestätigte sich, dass im gesamten Bewegungsverlauf nur geringe unsystematische Veränderungen der knöchernen Strukturen durch verschiedene Interventionen am Fuß erfolgten (30, 31). So folgert auch *Nigg* 2001, dass das Konzept der Skelettausrichtung durch Einlagen überdacht werden muss (27).

Ein zweiter Ansatz kann als "neuromuskulär-sensomotorisch" bezeichnet werden. Hierbei wird davon ausgegangen, dass positive Einflüsse durch Einlagen aufgrund von sensomotorischem Input auf die Fußsohle erfolgen. Dadurch soll die muskuläre Aktivität und damit der Bewegungsablauf beeinflussbar sein, wobei der Fuß als "sensorisches Organ" verstanden wird (8). Die Wichtigkeit des Fußes und der Fußsohle als Aufnahmeorgan für Afferenzen ist unbestritten (12). Studien an Diabetes-Patienten mit eingeschränkter Sensorik, (33) und experimentelle Studien, die durch Vereisung die Fußsensorik einschränken, bestätigen dies (28). Allerdings liegen bisher noch keine kontrollierten prospektiven Ergebnisse vor, die einen Einfluss auf die Sensomotorik im Sinne einer Reizantwort durch Einlagen belegen können.

Ziel der vorliegenden Studie war demnach zu überprüfen, 1. welchen Einfluss verschiedene Funktionselemente (und Kombinationen von Elementen der Einlagenversorgung) auf die Druckverteilung am Interface zwischen Fuß und Einlage besitzen und 2. ob ein möglicher Einfluss auf die motorische Bewegungskontrolle und -regulation nachvollziehbar ist.

## Material und Methoden

Insgesamt wurden 17 männliche, gut trainierte Läufer mit Laufbänderfahrung (Alter: 31±8 Jahre; Körpergröße: 178±8 cm; Körpergewicht: 73±9 kg; wöchentliches Laufpensum: 59±17 km) in die Studie eingeschlossen. Einschlusskriterien waren ein wöchentliches Mindestlaufpensum von 50 km, eine verletzungsfreie Trainingshistorie und symptomfreie Füße von mindestens einem Jahr vor Studienbeginn. Der Test fand unter standardisierten Bedingungen bei 12 km·h<sup>-1</sup> auf einem Laufband (Cosmos Quasar®) statt. Die Aktivierung der Muskulatur wurde mittels bipolarem, bilateralem Oberflächen-EMG an 5 Muskeln der Unterschenkelmuskulatur (M. tibialis, m. peroneus, Mm. gastrocnemii lateralis und medialis, M. soleus) mit einer Messfrequenz von 1000 Hz (Noraxon®, 10 Kanal) abgeleitet. Die Präparation der Muskeln erfolgte nach Maßgabe von *Winter und Yack* (35). Vor Anbringen der Elektroden (Einwegelektroden, AMBU Medicotest®, Dänemark, Typ N-00-S, Interelektrodenabstand: 2 cm) wurde die Haut rasiert und leicht angeraut, um oberflächliche Epithelschichten zu entfernen. Zusätzlich wurde der Hautwiderstand kontrolliert (<5 Ω). Als EMG-

Messgrößen der Zeitdomäne dienten der Zeitpunkt des Beginns der Aktivierung [ $T_{ini}$ ], der Zeitpunkt des Maximums der Aktivierung [ $T_{max}$ ] und die Gesamtdauer der Aktivierung [ $T_{tot}$ ]. Die EMG-Amplituden wurden in den von Winter 1991 publizierten Phasen des Gangzyklus berechnet (Voraktivierung [ $A_{pre}$ ], Weight Acceptance [ $A_{wa}$ ], Push-Off [ $A_{po}$ ]) (36). In die Analyse ging ein aus 10 Einzelzyklen gemittelter Schrittzklus ein. Die Darstellung der Messgrößen findet anhand eines zeitnormalisierten Schrittzklus jeweils in Bezug zum initialen Bodenkontakt statt (2). Für die Berechnung der Zeitmessgrößen wurde das Rohsignal gleichgerichtet (full wave rectification (35)) und geglättet (moving average: 50 Punkte (19)). Beginn und Ende der Aktivierung wurden anhand der Definition des On/Off-Musters als 10%-Schwelle des Maximums des EMG-Signals festgelegt (15). Für die Berechnung der Amplituden erfolgte lediglich eine Gleichrichtung des Signals. Zur intersubjektiven Vergleichbarkeit der Amplitudenmessgrößen wurden die Amplituden der einzelnen Phasen des Gangzyklus auf die mittlere Amplitude des gesamten Zyklus normalisiert.

Die Plantare Druckverteilung wurde mittels Einlegemesssohlen direkt am Interface zwischen Fuß und Einlage im Schuh gemessen (Novel pedar mobile®, Messfrequenz 50 Hz, 1 Sensor pro 2 cm<sup>2</sup>). Die Auswertung erfolgte mittels der Herstellersoftware Novel pedar-m-standard®, basics® und multimask®. Als Messgrößen dienten der maximale Druck [ $P_{max}$  in N/cm<sup>2</sup>] und der maximale mittlere Druck [ $P_m$  in N/cm<sup>2</sup>] (höchste mittlere Druckwert im Zeitverlauf) normalisiert auf das Körpergewicht, sowie das Kraft-Zeit-Integral (FTI) [in %, normalisiert auf die Messkondition OF]. Zur Analyse des Einflusses einzelner funktionaler Elemente wurden Auswertungsmasken über das plantare Druckverteilungsbild gelegt, die jeweils dem Ausmaß der Funktionselemente entsprachen. Es wurden so die Elemente Längsgewölbestütze, Cuboidstütze, Detorsionskeil und die Schalenform im Rückfußbereich zunächst isoliert und dann in Kombination mit anderen Elementen analysiert. Maßgeblich bei dieser Analyse waren  $P_m$  und FTI, da im Gegensatz zu  $P_{max}$  nicht ein maximal belasteter Sensor, sondern der Durchschnitt einzelner Maximalbelastungen aus jedem Messframe innerhalb der Maske in die Berechnung der Messgrößen einfließt. Zur Bestimmung von Effekten der Funktionselemente in den unterschiedlichen Bereichen des Fußes erfolgte eine Lastverteilungsanalyse. Dabei wurde das regionale Kraft-Zeit-Integral normalisiert auf die Gesamtbelastung [%] in den Bereichen der Funktionselemente berechnet. Für eine optimale Darstellung wurden Lastveränderungen in % zur Einlagenbedingung ohne Funktionselemente (OF) bestimmt.

Die Probanden trugen in randomisierter Reihenfolge sechs verschiedene Einlagen in einem Referenzschuh (handelsüblicher Laufschuh). Die Einlagenkonditionen bestanden aus einer Basiseinlage, deren Unterseite durch einen EVA-

Kern stabilisiert wird. Das zwischen dem Unterbau und dem abschließenden Filz liegende Material wurde aus einem speziellen Polyadditionsschaum gefertigt. Tabelle 1 beschreibt die gemessenen Einlagenbedingungen mit einzelnen funktionalen Elementen oder mit Kombinationen von Elementen.

Tabelle 1: Messkonditionen der Studie

Beschreibung der Messkonditionen und Konstruktionsaufbau der Einlagen	Abkürzung
Barfuß (im Gymnastikschlappen)	BF
Referenzschuh mit Originaleinlegesohle	RS
Referenzschuh plus Einlage ohne Funktionselemente	OF
Referenzschuh plus Einlage mit Schale im Rückfußbereich	SC
Referenzschuh plus Einlage mit Detorsionskeil & Cuboidstütze	DK
Referenzschuh plus Einlage mit Längsgewölbestütze	LG
Referenzschuh plus Einlage mit Schale im Rückfußbereich & Längsgewölbestütze	SL
Referenzschuh plus Einlage mit Schale i. R., Längsgewölbestütze & Detorsionskeil	SLD
Referenzschuh plus Einlage mit Schale i. R., Längsgewölbestütze, Detorsionskeil & Cuboidstütze	SLCD

Der handelsübliche Laufschuh ohne Einlage und die Barfußkondition waren weitere Messkonditionen und dienten als Referenzen. Die Barfußbedingung wurde mit einem leichten Gymnastikschlappen simuliert, um die Messsohle am Fuß zu halten. Verschiedene Voruntersuchungen zeigten die Plausibilität dieser Methode (13). Die einzelnen Messungen erfolgten jeweils am Ende eines dreiminütigen Laufintervalls bei der standardisierten Geschwindigkeit von 12 km·h<sup>-1</sup>.

Die statistische Auswertung erfolgte nach abgeschlossener Plausibilitätskontrolle zunächst deskriptiv. Nach Prüfung auf Normalverteilung wurden Mittelwert und 95%-Konfidenzintervall berechnet und dargestellt. Zusätzlich wurden die Funktionselemente im Rahmen einer mehrfaktoriellen, univariaten Varianzanalyse für verschiedene unabhängige Variablen auf dem zweiseitigen Signifikanzniveau von 5% ( $\alpha=0.05$ ) (ANOVA, Post-hoc Tukey-Kramer-Test) überprüft. Zur Analyse des Zusammenhangs von möglichen Änderungen der Druckverteilung am Interface Fuß-Einlage und dadurch hervorgerufener Veränderungen der muskulären Aktivität wurden in Regressionsanalysen die Messgrößen der plantaren Druckverteilung und die Amplitudengrößen des EMGs einer kombinierten Betrachtung unterzogen (Berechnung des Korrelationskoeffizienten nach Pearson [r]). Diese Analyse wurde vorgenommen um deskriptiv einen Einblick in mögliche Zusammenhänge von mechanischen Änderungen an der Fußsohle und mögliche Kompensationsmechanismen der Muskulatur zu bekommen.

## Ergebnisse

### Elektromyographie

Der Beginn der Aktivierung [ $T_{ini}$ ] des M. peroneus erfolgt im Barfußlauf bezogen auf den initialen Bodenkontakt früher als bei den restlichen Konditionen ( $p>0.05$ ). In der Streck-schlinge wird diese Differenz statistisch signifikant ( $p=0.00$ ). Die Mm. gastrocnemii und der M. soleus werden barfuß früher aktiviert als sämtliche Schuh- oder Einlagenkonditionen. Mit Schuhen respektive Einlagen erfolgt der Beginn der Aktivierung in den Muskeln der Streck-schlinge zeitlich wesentlich näher am Bodenkontakt als barfuß. Innerhalb der Schuh- und Einlagenbedingungen kann zudem bezüglich  $T_{ini}$  kein Unterschied festgestellt werden ( $p>0.05$ ). Bei Betrachtung

tung des Zeitpunktes der maximalen Aktivierung [ $T_{max}$ ] ergab sich ein, allerdings statistisch nicht signifikantes, früheres Maximum der muskulären Aktivierung verglichen mit den Schuh- und Einlagenkonditionen ( $p > 0.05$ ). In der Analyse der Gesamtdauer [ $T_{ges}$ ] der Aktivierung fand sich kein Unterschied zwischen barfuß, Schuh und Einlagen ( $p > 0.05$ ). Alle Muskeln sind nahezu gleich lange aktiv.

Die Amplituden der muskulären Aktivität zeigten in der Phase der Voraktivierung [ $A_{pre}$ ] keinen Unterschied zwischen den Messkonditionen ( $p > 0.05$ ). In der Phase der Weight Acceptance [ $A_{wa}$ ] und im Push-Off [ $A_{po}$ ] konnten ebenfalls keine Differenzen zwischen den Messkonditionen nachgewiesen werden. Die Mittelwerte aller gemessenen Schuh- und Einlagebedingungen liegen auf dem selben Niveau.

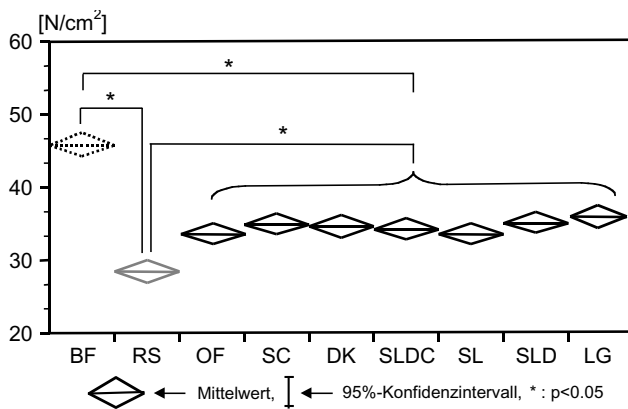


Abbildung 1:  $P_{max}$  [N/cm<sup>2</sup>] unter dem Gesamtfuß pro Messkondition

### Plantare Druckverteilung:

Die Analyse des maximalen Drucks [ $P_{max}$ ] über den ganzen Fuß (Abb. 1) zeigt, dass die Kondition "barfuß" statistisch signifikant höhere Druckwerte ( $46 \pm 7$  N/cm<sup>2</sup>,  $p = 0.00$ ) aufweist als alle Einlagenkonditionen. In der Kondition RS (Referenzschuh) fanden sich noch geringere Werte ( $29 \pm 4$  N/cm<sup>2</sup>) als in den Einlagenkonditionen ( $35 \pm 5$  N/cm<sup>2</sup>,  $p = 0.00$ ).

Bei einer qualitativen Betrachtung der plantaren Druckverteilungsmuster fiel zudem auf, dass der Verlauf des Center of Pressure (CoP: Druckschwerpunkt pro aufgezeichnetem Messframe) im Schuh mit oder ohne Einlage im Vorfuß im Vergleich zum Barfußlauf wesentlich verkürzt ist. Für die Längsgewölbestütze ergab sich unabhängig von der Einlagenkonstruktion (Einzelelement oder in Kombination mit anderen Elementen) eine Erhöhung des  $P_m$  ( $31\% \pm 10$ ) im Bereich des Längsgewölbes (Abb. 2). Für die Cuboidstütze zeigt sich eine Erhöhung von  $P_m$  ( $19\% \pm 10$ ), wenn das Element isoliert im Rückfuß verwendet wird. In Kombination mit einer Längsgewölbestütze tritt diese Erhöhung auch auf, ist jedoch abgeschwächt. Bei Betrachtung von  $P_{max}$  treten Druckverände-

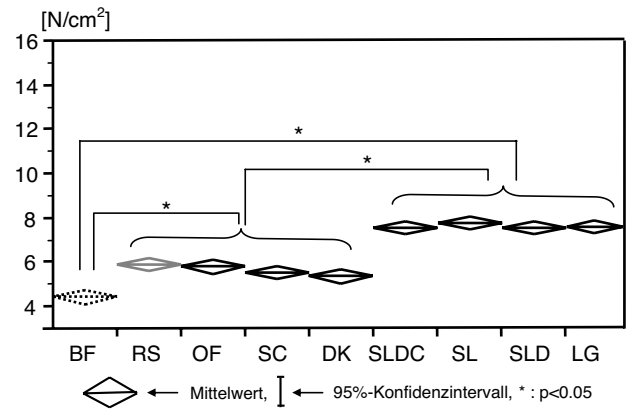


Abbildung 2:  $P_{max}$  [N/cm<sup>2</sup>] unter dem Längsgewölbe pro Messkondition

rungen in gleichem Maße auf wie bei  $P_m$ . Das im Vorfuß vertortete Funktionselement Detorsionskeil ruft keine Änderung der Druckbelastung in diesem Bereich hervor ( $p > 0.05$ ). Lediglich in Einzelfällen kann auf Basis des Maximaldruckbildes beim Vergleich der Konditionen ohne Detorsionskeil mit den Konditionen mit einem Keil eine Verschiebung der Druckbelastung unter MFK I und die Großzehe festgestellt werden. Die Lastverteilungsanalyse anhand regionaler Kraft-Zeit-Integrale normalisiert auf die Gesamtbelastung [%] in den Bereichen der Funktionselemente bestätigt die vorangegangenen Ergebnisse: Hauptsächlich treten Erhöhungen der Last vor allem im Bereich des Längsgewölbes durch Messkonditionen auf, die dieses Modul besitzen. Gleiches gilt für den isolierten Effekt einer Cuboidstütze, welche in Kombination mit einer Längsgewölbestütze deutlich reduziert ist. Die Auswirkungen auf benachbarte Regionen durch einzelne Elemente sind eher als gering einzustufen, was Tabelle 2 verdeutlicht.

### Kombinierte Betrachtung von EMG und plantarer Druckverteilung

Die Kombination und Korrelation relevanter Größen des EMG und der plantaren Druckverteilung spannt den Bogen von mechanischem Einfluss, der durch eine Einlage am Fuß möglich ist und der biologischen Reaktion auf diesen Reiz. Der Einfluss des maximalen Drucks der durch eine Längsgewölbestütze auf den medialen Anteil der Fußsohle gebracht werden kann, ist an der Aktivität des M. peroneus in der Phase der Gewichtsaufnahme [ $A_{wa}$ ], also genau dann wenn die Hauptlast über diesem funktionalen Element liegt ablesbar:

Tabelle 2: Lastverteilungsanalyse: Regionales Kraft-Zeit-Integral normalisiert auf die Gesamtbelastung [%] in den Bereichen der Funktionselemente. Darstellung [%; Mittelwert,  $\pm 95\%$ -Konfidenz-Intervall] normalisiert auf die Einlagenbedingung ohne Funktionselemente (OF).

Messkondition	Gesamtfuß	Längsgewölbestütze	Cuboidstütze	Detorsionskeil	Schale
BF	-5,1 $\pm$ 3,6	-51,6 $\pm$ 6,8	-39,5 $\pm$ 4,0	+19,4 $\pm$ 2,9	-17,7 $\pm$ 12,4
RS	-7,2 $\pm$ 3,3	+16,2 $\pm$ 6,2	-12,3 $\pm$ 3,7	-2,6 $\pm$ 2,6	+25,2 $\pm$ 11,3
OF	0,0 $\pm$ 3,1	0,0 $\pm$ 5,8	0,0 $\pm$ 3,5	0,0 $\pm$ 2,5	0,0 $\pm$ 10,6
SC	-0,3 $\pm$ 3,1	-8,1 $\pm$ 5,9	-3,7 $\pm$ 3,5	-0,6 $\pm$ 2,5	+29,9 $\pm$ 10,7
DK	-1,1 $\pm$ 3,2	-7,3 $\pm$ 6,1	+17,4 $\pm$ 3,6	+1,6 $\pm$ 2,6	+16,3 $\pm$ 11,0
LG	-3,0 $\pm$ 3,4	+78,3 $\pm$ 6,3	-11,3 $\pm$ 3,8	-1,1 $\pm$ 2,7	+19,6 $\pm$ 11,6
SL	+4,3 $\pm$ 3,2	+76,2 $\pm$ 6,1	-8,9 $\pm$ 3,6	0,0 $\pm$ 2,6	+17,8 $\pm$ 11,0
SLD	+1,2 $\pm$ 3,1	+67,3 $\pm$ 5,9	-11,4 $\pm$ 3,5	+2,3 $\pm$ 2,5	+18,9 $\pm$ 10,8
SLCD	+0,1 $\pm$ 3,2	+70,3 $\pm$ 6,0	+1,4 $\pm$ 3,6	-0,2 $\pm$ 2,5	+14,7 $\pm$ 10,9

Je größer die Druckerhöhung am medialen Fußgewölbe wird, desto stärker aktiviert der angesprochene Muskel. Der Zusammenhang ist mit  $r$ -Werten von 0,62–0,72 moderat (Abb. 3). Durch kein anderes Funktionselement treten vergleichbare Zusammenhänge zwischen Druckveränderung und muskulärer Aktivität auf.

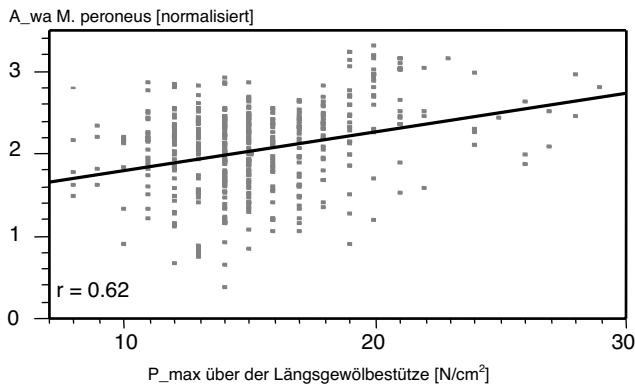


Abbildung 3: Zusammenhang von  $A_{wa}$  des M. peroneus und  $P_{max}$  über den Längsgewölbestütze

## Diskussion

Die verwendeten Einlagen- und Schuhbedingungen waren im Mittelwertvergleich nicht in der Lage das muskuläre Aktivierungsmuster in der vorgestellten gesunden Probandengruppe relevant zu beeinflussen. Es konnten lediglich geringe Unterschiede wie beispielsweise der frühere Beginn der Aktivierung im Vergleich von Laufen in Schuhen und Barfußlaufen festgestellt werden. Fraglich ist allerdings, ob diese Unterschiede auch als biologisch relevant zu interpretieren sind (17, 23, 37). Der frühere Aktivierungsbeginn im Barfußlauf ist möglicherweise Ausdruck eines verstärkten Sicherheitsverhaltens, das auf dem harten Untergrund des Laufbandes aufzutreten scheint (34). Obwohl die Druckverhältnisse an der Fußsohle, ungeachtet der individuellen Fußform, variieren, wird die zeitliche Koordination der muskulären Aktivität nicht im selben Maß moduliert. Im Gegensatz dazu ist bisher bekannt, dass vor allem Patienten mit Achillessehnenbeschwerden im Schuh eine andere Bewegungsmodulation aufweisen als Gesunde (23). Einlagen können somit hier im Unterschied zu Gesunden unter Umständen nicht nur die Druckverteilung beeinflussen, sondern auch das Bewegungsmuster regulieren bzw. modulieren. Möglicherweise sind die erfassten Veränderungen der plantaren Druckverteilung bei Gesunden als Inputsignale auf den Fuß zu werten. Unbestritten ist die Wichtigkeit der Sensibilität der Fußsohle, so dass durchaus angenommen werden kann, dass darüber afferente Signale aufgenommen werden können, um Bewegungsmuster zu steuern (12, 32, 33). Der aus den Ergebnissen abzuleitende Zusammenhang zwischen der Aktivierungshöhe des M. peroneus und der Druckverteilung unter dem Längsgewölbe des Fußes kann als weiteres Indiz dafür gelten. Der Effekt einer Längsgewölbestütze wäre damit nicht ausschließlich mechanisch erklärbar. Dieser

Effekt ist bei isolierter Betrachtung der muskulären Aktivität mittels eines Mittelwertvergleich der Konditionen nicht ablesbar. Ein Zusammenhang konnte erst durch eine, in einem zweiten Schritt durchgeführten, kombinierten Betrachtung von EMG und Größen der Druckverteilung ( $P_{max}$ ) bestimmt werden: Bei dieser Analyse wurde unabhängig von der Kondition ein möglicher Zusammenhang von muskulärer Aktivität und mechanischer Veränderung am Interface Fuß-Einlage ermittelt. Dies bedeutet, dass unter dem Längsgewölbe ein hoher Druck nicht zwangsläufig auch von einer hohen Längsgewölbestütze kommen muss, sondern unabhängig von der Ausprägung, zu einer hohen Aktivität des M. peroneus in der Standphase führt. Dies könnte ein Hinweis darauf sein, dass Reaktionen auf ein Funktionselement sehr individuell sein können. So kann beispielsweise eine niedrige Stütze trotzdem einen hohen maximalen Druck hervorrufen, in dessen Folge auch eine höhere EMG-Aktivität des M. peroneus zu beobachten ist. In einem anderen individuellen Fall kann demgegenüber eine sehr hohe Stütze nur zu einer moderaten Druckerhöhung führen, was dann auch keine höhere muskuläre Aktivität mit sich bringen muss.

Die im lateralen Rück- bzw. Mittelfuß verortete Cuboidstütze zeigt keine deutlichen Wirkungszusammenhänge zwischen einer Veränderung der Druckverteilung und einer Modulation der muskulären Ansteuerung, zumal der Effekt einer Druckerhöhung durch die Stütze in Kombination mit anderen Elementen sich wieder abschwächt. Aus methodisch-praktischer Sicht mag ein möglicher Effekt einer Cuboidstütze in einer zusätzlichen Stabilisierung des Fußes in Kombination mit der Schale der Einlage zu begründen sein. Ein sinnvoller Einsatz dieses Elementes ist allerdings evidenz-basiert derzeit nicht begründbar. Der Effekt einer Schalenform im Rückfuß ist nach momentanem Kenntnisstand insbesondere in Kombination mit der Schnürung des Schuhs darin zu sehen, dass der Fuß gut im Schuh und über der Einlage mit ihren Funktionselementen (z.B. Position über der Längsgewölbestütze) gehalten wird. Ein Detorsionskeil unter dem lateralen Vorfuß soll den Fußabdruck am Ende des Abrollvorgangs über die Großzehe unterstützen. Experimentell konnte in dieser Untersuchung allerdings keine Verlagerung der Druckbelastung unter den MFK I oder die Großzehe festgestellt werden. Somit bleibt der Einsatz eines Detorsionskeils eher praktisch ausgewiesenen Argumenten vorbehalten. Der insgesamt kürzere Verlauf des CoP im Vorfuß bei den hier untersuchten Schuhbedingungen gegenüber barfuß kann mit der im Schuh vorliegenden Vorfußsprengung erklärt werden. Diese soll ein Abrollen erleichtern, was offensichtlich auch der Fall ist. Möglicherweise kann der verkürzte CoP-Verlauf auch als Ausdruck einer reduzierten Vorfußflexibilität der Schuhbedingungen gewertet werden. Einschränkend ist festzuhalten, dass interindividuelle Unterschiede im Ausmaß der Druckveränderungen auftreten. Dies deutet möglicherweise auf unterschiedliche Kompensationsmechanismen oder auf Unterschiede in der strukturellen Fußform hin. Grundsätzliche Unterschiede im Ausmaß des maximalen Drucks zwischen den Einlagenbedingungen und dem Referenzschuh sind in den größeren Dämpfungseigen-

schaften des Schuhs zu sehen. Einlagen auf EVA- und Polyadditionsschaumbasis, erhöhen daher offensichtlich  $P_{max}$ , ohne jedoch das Barfußniveau zu erreichen.

Unter Berücksichtigung der oben angesprochenen Bewertungen der funktionalen Elemente einer Sporteinlage lässt sich in der Praxis eine sinnvolle Optimierung der Einlagenversorgung im Sport erreichen. Hinzuweisen ist zusätzlich auf den verwendeten Einlagentyp. In der vorliegenden Untersuchung kamen vertikal aufgebaute Einlagen auf Polyadditionsschaumbasis mit einem EVA-Kern im Unterbau zur Anwendung. Dieses druckgeschäumte Material hat den Vorteil, dass Ausprägungen der Funktionselemente, wie beispielsweise die Höhe einer Längsgewölbestütze individuell ausgeformt werden können. Darüber hinaus ist die Einlage in Abrollrichtung sehr flexibel. Dies dürfte den dynamischen Bewegungsmustern im Sport entgegenkommen. Um eine zufriedenstellende Compliance der Einlagenträger zu gewährleisten, ist dennoch die individuelle Reaktionsweise auf die Versorgung und eine kontinuierliche Rücksprache mit dem Patienten zu beachten.

Eine abschließende Bewertung der Effektivität und Wirksamkeit einer Einlagenversorgung im Sport und der dabei verwendeten Einlagenelemente können jedoch nur prospektive Untersuchungen zum therapeutischen wie präventiven Nutzen von Einlagen liefern.

## Danksagung:

Das Projekt wird gefördert durch das Bundesinstitut für Sportwissenschaft (BISP) in Bonn (Projekt-Nr.: VF 0407/01/18/2001-2002). Wir danken der IETEC Orthopädische Einlagen GmbH Produktions KG in Künzell und dem Fuß-Vital-Center Türk in Freudenstadt für die freundliche Unterstützung durch Herstellung und Anpassung der Schuheinlagen.

## Literatur

1. Archambault J, Wiley J, Bray R: Exercise loading of tendons and the development of injuries. A review of current literature. *Sports Med* 20 (1995) 77-89.
2. Arsenaault AB: Treadmill versus walkway locomotion in humans: an EMG study. *Ergonomics* 29 (1986) 665-676.
3. Balint G, Szebenyi B: Non-pharmacological therapies in osteoarthritis. *Clin Rheumatol* 11 (1997) 795-815.
4. Ballas MT, Tytko J, Cookson D: Common overuse running injuries. *Am Fam Physician* 55 (1997) 2473-2484.
5. Brill PA, Macera CA: The influence of running patterns on running injuries. *Sports Med* 20 (1995) 365-368.
6. Camasta CA: Hallux limitus and hallux rigidus. Clinical examinations, radiographic findings and natural history. *Clin Podiatr Med Surg* 13 (1996) 423-448.
7. Capasso G: Dynamic varus heel cup: a new orthosis for treating pes planovalgus. *Ital J Orthop Traumatol* 19 (1993) 113-123.
8. Cavanagh PR: The foot as a sensory organ. Proceedings of the 17th Congress of the International Society of Biomechanics, Calgary 1999, 18.
9. Cowan D, Jones B, Frykman P, Polly DW, Harman EA, Rosenstein RM, Rosenstein MT: Lower limb morphology and risk of overuse injury among male infantry trainees. *Med Sci Sports Exerc* 28 (1996) 945-952.
10. Cowan DN, Robinson JR, Jones BH, Polly DW, Berrey BH: Consistency of visual assessments of arch height among clinicians. *Foot Ankle* 15 (1994) 213-217.
11. DeLee JC, Drez D: Orthopedic Sports Medicine. Principles and Practice. Volume 1 & 2 W.B. Saunders Company, Philadelphia 1994.
12. Dietz V, Duysens J: Significance of load receptor input during locomotion: a review. *Gait and Posture* 11 (2000) 102-110.
13. Divert C, Bäurle W, Mayer F, Belli A: The effect of barefoot and shoe treadmill running on ground reaction forces. Mester, J et al. (Hrsg.): ECSS Book of Abstracts of the 6th Annual Congress of the European College of Sports Science, Cologne 2001, 264.
14. Fredericson M: Common injuries in runners. Diagnosis, rehabilitation and prevention. *Sports Med* 21 (1996) 49-72.
15. Hardin EC, Hamill J, Li L: Midsole-surface influence on muscle activation and impact shock. *Int Soc Electrophysiol Kinesiol* (1998) 142-143.
16. Hintermann B, Nigg BM: Pronation in runners - Implications for injuries. *Sports Med* 26 (1998) 169-176.
17. Hreljac A: Individual aspects of biomechanical variables during landing in tennis shoes with varying midsole density. *J Sports Sci* 16 (1999) 531-537.
18. Ivancic GM, Trnka HJ, Homann NC: Post-traumatic metatarsalgia. Early results of treatment with a new insole. *Unfallchirurg* 103 (2000) 507-510.
19. Kadaba MP, Wootten ME, Gaijey J, Cochran GV: Repeatability of phasic muscle activity: performance of surface and intramuscular wire electrodes in gait analysis. *J Orthop Res* 3 (1985) 350-359.
20. Khan KM, Cook JL, Bonar F, Harcourt P, Astrom M: Histopathology of common tendinopathies. *Sports Med* 27 (1999) 393-408.
21. Krivickas LS: Anatomical factors associated with overuse sports injuries. *Sports Med* 24 (1997) 132-146.
22. Lucchetti L, Capozzo A, Cappello A, Dela-Croce U: Skin movement artefact assessment and compensation in the estimation of knee-joint kinematics. *J Biomech* 31 (1998) 977-984.
23. Mayer F, Grau S, Bäurle W, Horstmann T, Heitkamp HC, Gollhofer A, Dickhuth HH: Differences and influence of EMG-time quantities in healthy subjects and patients with achilles tendonitis. *Med Sci Sports Exerc* 33 (2001) S5, 89.
24. McCrory JL, Martin DF, Lowery RB, Cannon DW, Curl WW, Read HM, Hunter DM, Craven T, Messier SP: Etiologic factors associated with Achilles tendonitis in runners. *Med Sci Sports Exerc* 31 (1999) 1374-1381.
25. Mündermann A, Stefanyshyn DJ, Nigg BM: Relationship between footwear comfort of shoe inserts and anthropometric and sensory factors. *Med Sci Sports Exerc* 33 (2001) 1939-1945.
26. Nigg BM, Nurse MA, Stefanyshyn DJ: Shoe inserts and orthotics for sport and physical activities. *Med Sci Sports Exerc* 31(1999) S421-S428.
27. Nigg BM: The role of impact forces and foot pronation: a new paradigm. *Clin J Sport Med* 11 (2001) 2-9.
28. Nurse MA, Nigg BM: The effect of changes in foot sensation on plantar pressure and muscle activity. *Clin Biomech* 16 (2001) 719-727.
29. Ogon M, Aleksiev A, Pope M, Wimmer C, Saltzman CL: Does arch height affect impact loading at the lower back level in running? *Foot Ankle Int* 20 (1999) 263-266.
30. Stacoff A, Reinschmidt C, Nigg BM, Van den Bogert AJ, Lundberg A, Denoth J, Stüssi E: Effects of foot orthoses on skeletal motion during running. *Clin Biomech* 15 (2000) 54-64.
31. Stacoff A, Reinschmidt C, Nigg BM, Van Den Bogert AJ, Lundberg A, Denoth J, Stüssi E: Effects of shoe sole construction on skeletal motion during running. *Med Sci Sports Exerc* 33 (2001) 311-319.
32. Stevens JC, Choo KK: Spatial acuity of the body surface over the life span. *Somatosens Mot Res* 33 (1996) 153-166.
33. Van Deursen RWM, Simoneau GG: Foot and ankle sensory neuropathy, proprioception and postural stability. *J Orthop Sports Phys Ther* 29 (1999) 718-726.
34. Wank V, Frick U, Schmidtbleicher D: Kinematics and electromyography of lower limb muscles in overground and treadmill running. *Int J Sports Med* 19 (1998) 455-461.
35. Winter DA, Yack JH: EMG profiles during normal human walking: stride-to-stride and inter-subject variability. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 67 (1987) 402-411.
36. Winter DA: The biomechanics and motor control of human gait, University of Waterloo Press, Waterloo 1991.
37. Xu H, Akai M, Kakurai S, Yokota K, Kaneko H: Effect of shoe modifications on center of pressure and in-shoe plantar pressures. *Am J Phys Med Rehabil* 78 (1999) 516-524.

Korrespondenzadresse:

Heiner Baur

Med. Klinik, Abt. Präventive und Rehabilitative Sportmedizin

Hugstetter Straße 55, 79106 Freiburg

Fax: 0761 – 270 7470, e-mail: baur@msm1.ukl.uni-freiburg.de