

Aktive statt passive Dämpfung:

Neue Vorstellungen zur Wirkungsweise von Einlegesohlen

Kuno Hottenrott, Olaf Hoos, Hans-Martin Sommer

An der Universität Marburg wurde die von vielen Läufern geschätzte Noene Einlegesohle hinsichtlich Dämpfung, Druckverteilung und ihres Einflusses auf den Energieverbrauch untersucht.

Hohe Laufbelastungen führen nicht selten zu Überbeanspruchungsreaktionen der unteren Extremität wie das patellare Schmerzsyndrom, Achillodynie, Plantarfaszitis etc., denen unter anderem durch geeignetes Schuhwerk und Einlegesohlen versucht wird, entgegenzuwirken. Einlegesohlen mit visko-elastischer Materialeigenschaft werden von vielen Läufern als beschwerdelindernd und weniger muskelermüdend empfunden. Diese vor allem subjektive Einschätzung versuchten wir durch zwei praxisnahe sportmedizinische Untersuchungen zu erklären. In der 1. Studie setzten wir uns mit der grundsätzlichen Frage des Bodenkontaktverhaltens und des Energieverbrauchs einer Standardfußbettung im Vergleich mit einer speziellen visko-elastischen Einlegesohle bei definierten Laufbelastungen auseinander. In einer weiteren Studie wurde das Dämpfungsverhalten bei standardisierten Sprungbelastungen mit den unterschiedlichen Materialien analysiert, um eine Aussage zur Belastung des muskuloskeletaren Systems zu erhalten.

Methodik

Sportschuhwerk und Einlegesohlen

Die Untersuchungen wurden mit dem zur Zeit vom Probanden genutzten Sportschuhwerk durchgeführt. Die Standardfußbettung wird in einem Einfach-Blindverfahren durch eine flache Noene®-Einlegesohle von 2 Millimeter Dicke ersetzt. Das Material dieser Sohle ist ein Elastomer, das durch bewegliche kristalline Zellen mit symmetrischer Oberflächenstruktur gekennzeichnet ist und eine äußerst geringe Materialermüdung aufweist.

Untersuchung I

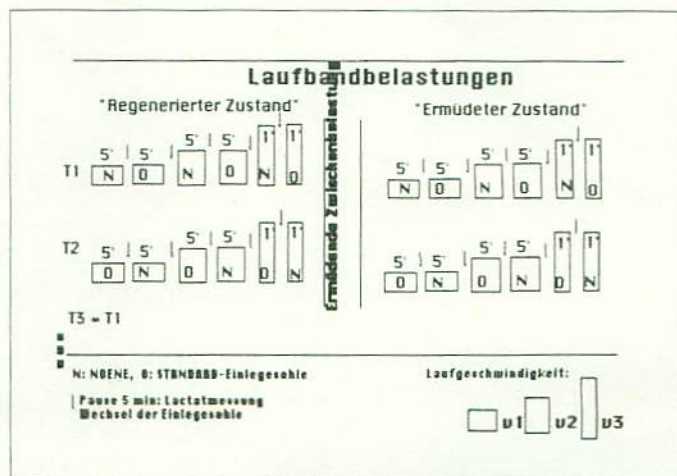
Das Untersuchungskollektiv bestand aus 22 ausdauertrainierten, verletzungs-freien Rückfuß- (n = 14) und Mittelfußläufern (n = 8), die keine orthopädischen Einlagen trugen und keine von der Norm abweichenden Befunde im Bereich der unteren Extremitäten aufwiesen. Die Sportler absolvierten auf dem flachen Laufband (Woodway) unmittelbar vor und nach einem einstündigen intensiven Ausdauertraining insgesamt 6 Laufbelastungen auf drei Geschwindigkeitsstufen (v1 = 5 min aerob, v2 = 5 min aerob/anaerob, v3 = 1 min anaerob). Nach jeder Belastungsstufe wurde eine Sitzpause von 5 Minuten zum

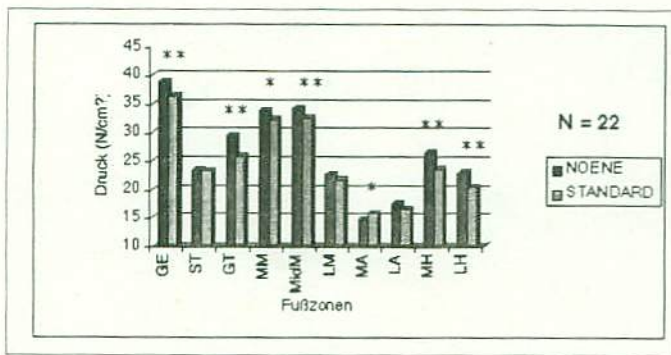
Wechsel der Sohlen eingelegt. Im Laufschuh wurde die Pedar®-Meßsohle jeweils oberhalb der Standardbeziehungsweise Noene-Einlegesohle plaziert. Die Testung erfolgte in randomisierter Anordnung einfachbind, das heißt, die Sportler wußten nicht, welche Einlegesohlen in ihren Laufschuhen waren (s. Abb. 1). Ein systematischer Fehler und eine willkürliche Einflußnahme der Probanden auf die Meßergebnisse ist somit auszuschließen.

Datenerhebung und -verarbeitung

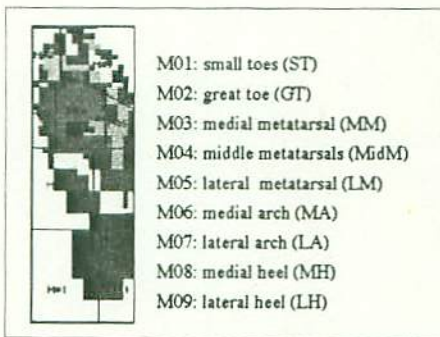
Das Abrollverhalten des Fußes wurde über eine VHS-Filmaufnahme (50 Hz) protokolliert. Während der Laufbelastung wurde fortwährend die körperrgewichtbezogene Sauerstoffaufnahme (Metamax, Speicherung alle 10 sec) und Herzfrequenz (Polar Electro, Speicherung alle 5 sec) ermittelt und daraus der arithmetische Mittelwert der letzten drei Belastungsminuten errechnet. Unmittelbar nach jeder Belastung wurde kapillares Ohrblut zur Bestimmung der Laktatkonzentration (Eppendorf Photometer) abgenommen. Nach der 4. Laufminute erfolgte die Messung der plantaren Fußdruckverteilung über 8 Schrittzyklen. Das hierfür eingesetzte Pedar®-Fußdruckmeßsystem (Novel, München) ist ein reliables, valides und in der dynamischen Praxis erprobtes System mit kapazitiven Sensormatrizen (2, 8). Für die Messungen wurden alle 99 Sensoren der rechten und linken Meßsohle einbezogen, so daß eine Meßfrequenz von 50 Hz zur Verfügung stand. Zur Evaluierung der lokalen Druckverteilung wurde die Fußsohle in Anlehnung an Bontranger (1) in 9 anatomische Zonen eingeteilt. Bei der Berechnung der

1 Das Untersuchungsdesign. Um die Auswirkungen der Noene-Sohle auch bei ermüdetem Körper zu untersuchen, mußten die Probanden zwischen den Messungen 1 Stunde intensiv radfahren oder laufen.



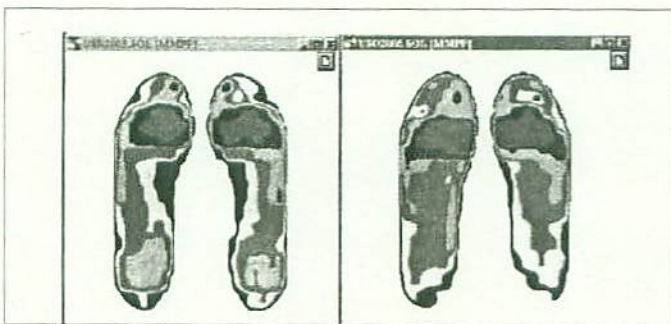


2 Die Fußdruckverteilung beim Laufen - Mittelwerte aus 132 Messungen (*p<0,05; **p<0,001). Der Druck in den Hauptstützpunkten des Fußes nimmt bei der Noene-Sohle zu.



3 Um die Druckverteilung in den verschiedenen Regionen des Fußes zu untersuchen, wurde das Druckmeßbild in verschiedene Areale aufgeteilt.

- M01: kleine Zehen (ST)
- M02: Großzehe (GT)
- M03: medialer Metatarsalbereich (MM)
- M04: mittlerer Metatarsalbereich (MidM)
- M05: lateraler Metatarsalbereich (LM)
- M06: mediales Fußgewölbe (MA)
- M07: Basis Metatarsale 5 (LA)
- M08: Ferse medial (MH)
- M09: Ferse lateral (LH)



4 Fußdruckverteilung bei einer Laufgeschwindigkeit von 20 km/h (links: Noene, rechts: Standard-einlegesohle)

X für Orthopress

X

Fußdruckverteilungsparameter wurde über vier aufeinanderfolgende Schrittzyklen eine Mittelwertbildung zur Berechnung der Kontaktfläche (cm²), der maximalen Vertikalkräfte (N), der maximalen Druckwerte (N/cm²) und der vertikalen Kraft-Zeit-Integrale (Ns) vorgenommen. Die berechneten Daten wurden anschließend mittels einer einfachen Varianzanalyse (Anova) geprüft (Signifikanzniveau: p < 0,05).

Untersuchung II

Vier sprungerfahrene Sportler wurden aus dem Untersuchungskollektiv I rekrutiert. Die Probanden führten maximale Dropjumps (DJ) aus einer Höhe von 35 Zentimeter auf eine Kraftmeßplattform (AMTI, max. 530 Hz) aus. Dabei wurde zu jeder Meßsituation (mit/ohne Noene®) jeweils der Mittelwert aus 6 Sprüngen als ein Versuch gewertet. Die Probanden trugen ihre eigenen Sportschuhe. Aus den Meßdaten wurde die Kraftanstiegsrate (dF/dt), die Amplitude und das zeitliche Auftreten des Impact-Peaks sowie der Gesamtimpuls in verti-

kaler Richtung bestimmt. Ergänzend wurde der qualitative Verlauf der medio-lateralen Kräfte betrachtet.

Ergebnisse

Physiologische Beanspruchung

Die Werte von Herzfrequenz, Sauerstoffaufnahme und Laktatkonzentration zeigen keine Unterschiede zwischen der Noene®- und der Standard-Einlegesohle. Auch nach der ermüdenden Zwischenbelastung von einer Stunde konnte kein negativer Einfluß von den Einlegesohlen auf die leistungsphysiologischen Parameter festgestellt werden (Abb. 5).

Plantare Fußdruckverteilung (Lauf)

Bei Betrachtung des gesamten Fußbereichs kommt es bezüglich der getesteten Einlegesohlen zu keinen Veränderungen auf allen Geschwindigkeiten im Gesamtimpuls, hingegen zu einer hoch signifikanten Erhöhung des Gesamtdrucks (6 %) und der Gesamtkraft (3 %) beim langsamen Laufen und einer hochsignifikanten Verkleinerung (p<0,01) der gesamten Kontaktfläche (1,3 %) beim schnellen Laufen mit der Noene®-

Einlegesohle. Analysiert man die einzelnen Fußzonen, stellt man eine Belastungsumverteilung fest. Im Bereich des Fußbogens kommt es bei der Testsohle aufgrund der fehlenden medialen Unterstützung zu einer hoch signifikanten Verringerung (p < 0,001) der Bodenkontaktfläche sowie der Kraft-, Druck- und Impulswerte. Demgegenüber nimmt der Druck in den Hauptstützpunkten des Fußes (LH, MH, MidM, GT) hoch signifikant (p < 0,001) zu (Abb. 2, 3 und 4). Weiterhin kommt es beim Fußaufsatz zu einer Verschiebung der Schwerpunktlinie (Gaitline) nach lateral und in der Abdruckphase zu einer Verlagerung der Gaitline in Richtung Großzehenmetartasale. Diese Belastungsumverteilung resultiert primär aus dem Laufverhalten der Rückfußläufer. Bei den Mittelfußläufern konnte eine signifikante Druck- beziehungsweise Impulserhöhung nur im MidM-Bereich festgestellt werden, eine prinzipielle Änderung des Abrollverhaltens jedoch nicht.

Analysiert man weiterhin den Einfluß der unterschiedlichen Laufgeschwindigkeiten auf die Druckverteilung, so bestätigen sich grundsätzlich die obigen Ergebnisse, wobei bei der aeroben Laufbelastung (v1) die Druckumverteilung tendenziell stärker ausgeprägt ist als bei den höheren Laufgeschwindigkeiten (v2, v3). Vor und nach der einstündigen Ausdauerbelastung konnte kein Einfluß der Einlegesohlen auf die Parameter der Druckverteilungsmessung festgestellt werden. Im ermüdeten Zustand erhöhte sich bei der Gesamtgruppe der Druck im Fersenbereich (LH, MH) um 6 % (p < 0,05).

Kraft-Zeit-Kurven (Sprung)

Die gemessenen Kraft-Zeit-Kurven zeigen schon im qualitativen Verlauf deutliche Unterschiede. Die Sprünge mit der Noene®-Sohle weisen vor allem in der vertikalen Kraftkurve eine deutliche Signalverschiebung auf, die im Bereich von 5 - 15 Millisekunden liegen. Trotz eines leicht erhöhten Impact-Peaks bei der Noene®-Sohle ist durch dessen zeitlich verzögertes Auftreten eine verminderte Kraftanstiegsrate zu verzeichnen. Der Gesamtimpuls bleibt unabhängig von der eingesetzten Sohle annähernd

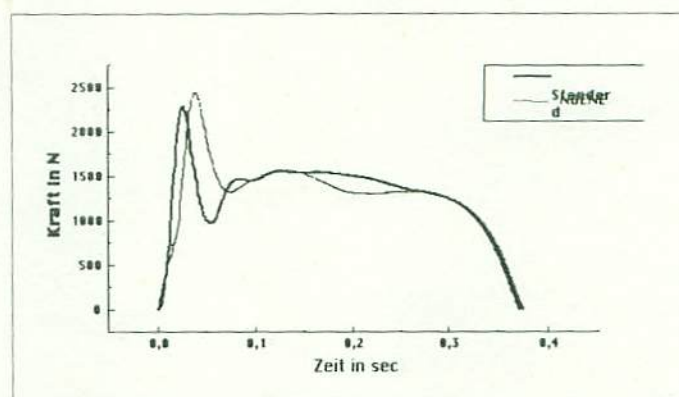
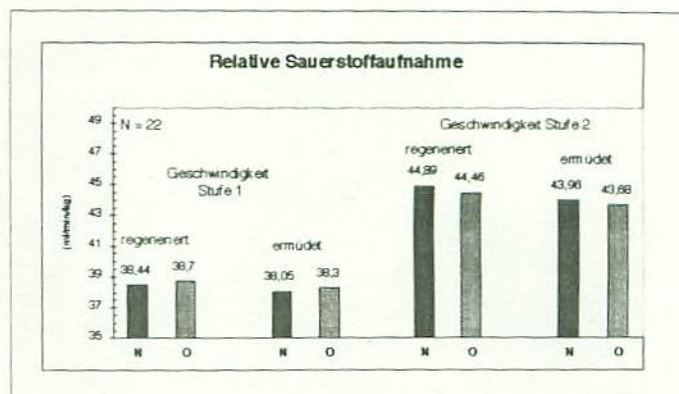
konstant, so daß auch hier keine Belastungsreduzierung durch eine Gesamtreduktion gegeben ist (Abb. 6). Im Bereich der medio-lateralen Kräfteinwirkung zeigt sich eine Entlastung des Fußes durch reduzierte und zeitlich verzögert auftretende Scherkräfte vor allem in lateraler Richtung (mediale Entlastung).

■ Diskussion

Die verwendeten Einlegesohlen haben keinen Einfluß auf den Gesamtimpuls (5) und den Energieverbrauch. Die Noene®-Sohle scheint das Gesamtsystem Schuh/Einlegesohle punktuell härter werden zu lassen, was durch die höheren Druckbelastungen in den Hauptstützpunkten des Fußes vor allem bei den Rückfußläufern angezeigt wird. Für die visko-elastische Beanspruchung des Muskel-Sehnen-Systems ist jedoch weniger die Höhe der einwirkenden Kraft, sondern vielmehr die Verformungsgeschwindigkeit mit der die Kraft eintrifft bedeutsam (6, 9). Die Kraftanstiegsrate ist bei der Testsohle geringer und es kommt zu einem zeitlich verzögerten Auftreten des passiven Impact-Peaks. Dadurch wird den körpereigenen visko-elastischen Strukturen die Möglichkeit einer optimaleren Ausnutzung ihrer elastischen Eigenschaften ermöglicht. Denn eine rapide Dehnungsgeschwindigkeit (Krafteinwirkung) führt immer zur Versteifung der Strukturen (Stiffness) (4), was eine deutlich erhöhte Verletzungsgefahr beinhaltet. Die Veränderung der Härte dieses System wird offenbar von den Propriozeptoren der motorischen Steuerung wahrgenommen. In einer Pilotstudie konnten wir mittels elektromyographischer Ableitungen der Beinmuskulatur Änderungen der Muskelaktivität in Abhängigkeit der Einlegesohlen beobachten. Fuß und die Fußmuskulatur neigen vor allem bei zunehmender Belastungsintensität zu einer stärkeren Aktivierung und reflektorischen Fußverspannung, was eine aktivere Abrollbewegung ähnlich der des Barfußlaufens (7) ermöglichen kann (Abb. 4). Ob die Noene®-Sohle nach den Erfahrungen von vielen Läufern verletzungspräventiv wirkt, kann aus den Untersuchungsergebnissen nicht unmittel-

5 Vor und nach der Belastung konnte keine signifikanter Unterschied im Energieverbrauch durch die Noene-Sohle festgestellt werden.

6 Mittlerer vertikaler Kraft-Zeit-Verlauf von je 6 Drop-Jumps (Stützphase)



bar belegt werden. Dies müßte man durch epidemiologische Studien evaluieren. Sollte die visko-elastische Testsohle ein aktiveres Laufen anregen und hierfür sprechen die Untersuchungsergebnisse, würde dies mittel- bis langfristig zu einer Stärkung der Fußmuskulatur und letztlich zu einer verbesserten muskulären Dämpfung der Impact-Belastungen führen.

Anschrift für die Verfasser:

Dr. Kuno Hottenrott
Philipps-Universität Marburg
Institut für Sportwissenschaft und Motologie,
Bereich Sportmedizin
Kugelgasse 10
35037 Marburg

Literatur

- Bontranger, E. L., Boyd, L. A. et al (1997). Determination of Novel Pedar Masks using Harris Mat Imprints. *Gait & Posture* 4, 167/168.
- Boyd, L. A., Bontranger, E. L. et al (1997). The Reliability and Validity of the Novel Pedar System of In-Shoe Pressure Measurement during free ambulation. *Gait & Posture* 4, 165.
- Cavanagh, P. R., Morag, E., Boulton, A. J. M., Young, M. J., Deffner, K. T., Pammer, S. E. (1997). The relationship of static foot structure to dynamic foot function. *Journal of Biomechanics* 30/3, 243 - 250.
- Gollhofer, A., Schmidtbleicher, D., Dietz, V. (1984): Regulation of Muscle Stiffness in Human Locomotion. In: *International Journal of Sports Medicine*, 5, S. 19 - 23.
- Fiolkosowski, P., Bauer, J.: The Effects of viscoelastic Insoles on Gait Kinetics. Third Symposium on Footwear Biomechanics, Tokyo 1997.

- Komi, P. V. (Hrsg.): *Kraft und Schnellkraft im Sport*. Deutscher Ärzte-Verlag Köln 1994.
- Matter, H. P., Morlock, M. M., Gruber, G. (1997). Wie wirkt ein Schockabsorber Material in der Einlagenversorgung? *Orthopädie-schuhtechnik* 10/1997, 20 - 25.
- McPoil, T. G., Cornwall, M. W., Yamada, W. (1995). A comparison of two In-Shoe Plantar Pressure Measurement Systems. *The Lower Extremity* Vol. 2/2, 95 - 103.
- Nigg, B. M., Herzog, W., Read, L. J. (1988). Effect of viscoelastic shoe insoles on vertical impact forces in heel toe running. *The American Journal of Sports Medicine* 16/1, 70 - 76.