

## **Der Einfluss von visko-elastischen Einlegesohlen auf physiologische und biomechanische Beanspruchungsparameter**

### **1 Problemstellung und Zielsetzung**

Die Versorgung und Heilbehandlung laufinduzierter Überlastungsbeschwerden erfolgt neben krankengymnastischer Maßnahmen meist durch individuell angepasste orthopädische Sportschuheinlagen. Der Behandlungserfolg ist sehr hoch (LOHRER 1989), da es möglich ist, mit unterschiedlicher Einlagenkonstruktion die Funktion der unteren Extremitäten zu einem Optimum anzupassen (KOMI u.a. 1993).

Sportschuhe haben Standardeinlegesohlen. Diese Innensohlen bestehen meistens aus geschäumten Kunststoffen mit mehr oder weniger stark prominenter Unterstützung des Fußlängsgewölbes. Die Erfahrungen zeigen, dass sich Innensohlen schon nach wenigen Tragestunden den Druckverhältnissen unter dem Fuß anpassen und dämpfungsmindernde Deformationen aufweisen. Einlegesohlen mit visko-elastischer Materialeigenschaft werden von vielen Sportlern als beschwerdelindernd bei aufkommenden Überbeanspruchungsreaktionen der unteren Extremität (z.B. patellares Schmerzsyndrom) und weniger muskelermüdend bei langen Laufseinheiten empfunden. Sensible Laufsportler berichten von einer besseren Bewegungskontrolle bzw. einem besseren Abdruckgefühl. Nach diesen subjektiven Erfahrungen stellt sich die Frage, ob visko-elastische Einlegesohlen das sportliche Leistungsvermögen und/oder das mechanische Beanspruchungsverhalten beeinflussen können. Diese Fragen versuchten wir durch eine an der Sportpraxis orientierte Studie zu überprüfen.

### **2 Methodik**

#### *Probanden*

Das Untersuchungskollektiv bestand aus 22 ausdauertrainierten, verletzungsfreien Rückfuß- ( $n = 14$ ) und Mittelfußläufern ( $n = 8$ ) mit einem mittleren Körpergewicht von  $67,3 \pm 4,6$  kg, die keine orthopädischen Einlagen trugen und keine von der Norm abweichenden Befunde im Bereich der unteren Extremitäten aufwiesen. Visko-elastische Einlegesohlen hatten 7 Sportler seit mehreren Wochen im Laufschuh plaziert.

#### *Sportschuhwerk und Einlegesohlen*

Die Probanden nutzten für die Belastungstests ihre eigenen Laufschuhe. In einem Einfach-Blindverfahren wurde die konfektionierte Standardfußbettung bzw. Originalinnensohle des Herstellers (O-Sohle) durch eine flache visko-elastische Einlegesohle

(VE-Sohle) von 2 mm 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.

### *Untersuchungsdesign*

Die Sportler absolvierten auf dem flachen Laufband unmittelbar vor und nach einem einstündigen intensiven Ausdauertraining jeweils 6 auf die individuelle Leistungsfähigkeit bezogene Laufbelastungen auf drei Geschwindigkeitsstufen ( $v_1$  = aerob (3,3 m/s),  $v_2$  = aerob-anaerob (4 m/s),  $v_3$  = anaerob (5,2 m/s)), wobei die Belastungsdauer von fünf auf eine Minute auf der höchsten Stufe ( $v_3$ ) reduziert wurde. Nach jeder Belastungsstufe wurde eine Sitzpause von 5 min zum Wechsel der Sohlen eingelegt. Im Laufschuh wurde die PEDAR®-Messsohle jeweils oberhalb der O- bzw. VE-Sohle plaziert. Die Testung erfolgte in randomisierter Anordnung einfachblind, d.h., die Sportler wussten nicht, mit welcher Einlegesohle sie die jeweilige Laufbelastung absolvierten.

### *Datenerhebung und -verarbeitung*

Das Abrollverhalten des Fußes wurde über eine VHS-Filmaufnahme (50 Hz) protokolliert. Während der Laufbelastung wurden fortwährend spiroergometrische Atemgaswerte (Metamax, Speicherung alle 10 sec) und die Herzfrequenz (Polar Electro, Speicherung alle 5 sec) bestimmt. Aus den Rohdaten wurden die Durchschnittswerte für die spezifische Sauerstoffaufnahme, den Energieumsatz und die Herzfrequenz aus den letzten drei Belastungsminuten jeder Laufstufe berechnet. Unmittelbar nach jeder Belastungsstufe wurde kapillares Ohrblut zur Bestimmung der Laktatkonzentration (Eppendorf Photometer) abgenommen. Jeweils nach der 4. Laufminute ( $v_1$  und  $v_2$ ) bzw. nach 45 Sekunden ( $v_3$ ) erfolgte die Messung der plantaren Fußdruckverteilung über 8 Schrittzyklen. 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 u.a. (1997) in 9 anatomische Zonen eingeteilt. Die Kontaktfläche, die Gesamtkraft, der maximale Druck und das Kraft-Zeit-Integral wurden aus dem „Mean Maximum Pressure Picture“ (MMPP) von vier aufeinanderfolgenden Schrittzyklen gemittelt. Die berechneten Daten wurden anschließend mittels einer einfachen Varianzanalyse (Anova) geprüft (Signifikanzniveau:  $p < 0,05$ ).

## **3 Ergebnisse**

### *Physiologische Beanspruchung*

Die leistungsphysiologischen Parameter wie Herzfrequenz, Sauerstoffaufnahme, Energieumsatz und Laktatkonzentration verändern sich nicht in Abhängigkeit der getragenen Einlegesohlen. Auch nach der einstündigen (ermüdenden) Zwischenbelastung kann kein Einfluss von den Einlegesohlen auf die physiologische Beanspruchung festgestellt werden (Abb. 1).

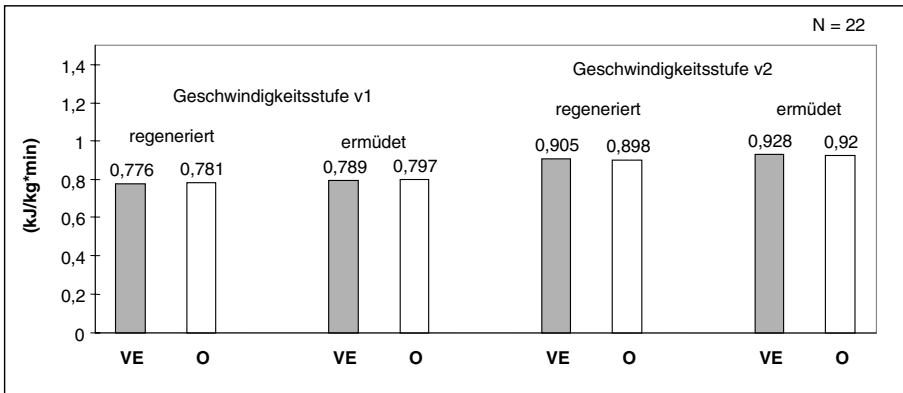


Abb.1: Energieumsatz beim Laufen mit viskoelastischer Einlegesohle (VE) oder originaler Standard-einlegesohle des Schuhherstellers (O).

### Plantare Fußdruckverteilung

Bei Betrachtung des gesamten Fußbereichs kommt es bezüglich der getesteten Einlegesohlen auf allen Geschwindigkeitsstufen zu keinen Veränderungen beim Gesamtimpuls, hingegen zu einer hoch signifikanten Erhöhung ( $p < 0,001$ ) des Gesamtdrucks (6%) und der Gesamtkraft (3%) beim langsamen Laufen (v1, v2) und einer signifikanten Verkleinerung ( $p < 0,01$ ) der Gesamtkontaktfläche (1,3%) beim schnellen Laufen (v3) mit der VE-Einlegesohle. Analysiert man die einzelnen Fußzonen, stellt man eine Belastungsumverteilung fest. Im Bereich des Fußbogens kommt es bei der Laufgeschwindigkeit v1 und v2 mit der Testsohle 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).

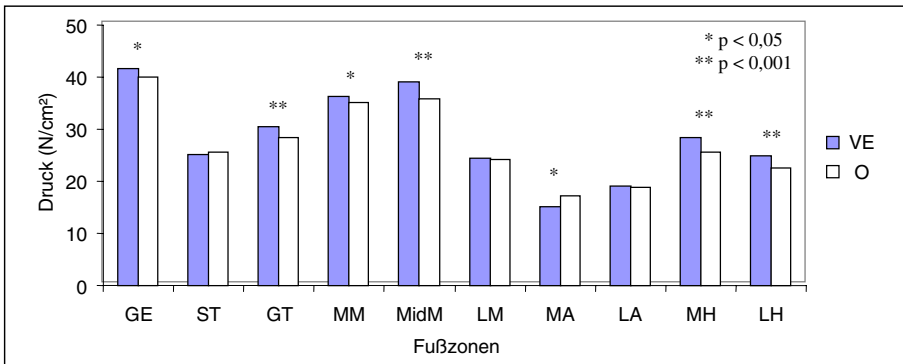


Abb. 2: Fußdruckverteilung. Mittelwerte aus 132 Messungen beim Laufen mit unterschiedlicher Geschwindigkeit (v1, v2, v3). GE: Gesamtdruck, ST: small toes, GT: great toe, MM: medial metatarsal, MidM: middle metatarsal, MA: medial arch, LA: lateral arch, MH: medial heel, LH: lateral heel (\*  $p < 0,05$ , \*\*  $p < 0,001$ ).

Diese Belastungsumverteilung resultiert primär aus dem Laufverhalten der Rückfußläufer. Bei den Mittelfußläufern konnte eine signifikante Druck- bzw. Impulserhöhung nur im MidM-Bereich festgestellt werden, eine prinzipielle Änderung des Abrollverhaltens jedoch nicht. Analysiert man weiterhin den Einfluss der unterschiedlichen Laufgeschwindigkeiten auf die Druckumverteilung, so bestätigen sich die obigen Ergebnisse, wobei bei der aeroben Laufbelastung ( $v_1$ ) die Belastungsumverteilung tendenziell stärker ausgeprägt ist als bei den höheren Laufgeschwindigkeiten ( $v_2$ ,  $v_3$ ). 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% ( $p < 0,05$ ).

#### **4 Diskussion und Ausblick**

Für die unterschiedlichen Einlegesohlen konnte kein Einfluss auf die Ausdauerleistungsfähigkeit im regenerierten und ermüdeten Zustand nachgewiesen werden. Dieses Ergebnis wird durch die Druckverteilungsmessung zusätzlich gestützt. Der Gesamtpuls wird von der O- bzw. VE-Sohle ebenfalls nicht beeinflusst, von einer Energieabsorption durch das Material kann folglich nicht ausgegangen werden. Unterschiede zwischen den Einlegesohlen zeigen sich allerdings in einer verstärkten Inanspruchnahme der drei Hauptstützpunkte des Fußes (Ferse, Kleinzehenballen, Großzehenballen) bei gleichzeitiger Entlastung im Bereich des medialen Fußgewölbes beim Laufen mit der VE-Sohle.

Diese Ergebnisse deuten darauf hin, dass die Laufkinetik nicht nur von individuell angepassten orthopädischen Einlagen, sondern generell von der Art und dem Material der Innensohle beeinflusst wird. Dies wird auch in den Untersuchungen von FIOLKOSWSKI/BAUER (1997) bestätigt. Für den Sportschuhbereich könnten folglich auswechselbare Fußbettungen zu individuelleren Anpassungen an die Bedürfnisse der Füße führen.

Die verstärkte Beanspruchung der natürlichen Fußstützpunkte beim Laufen mit einer VE-Sohle entspricht einerseits einer Mehrbelastung in diesem Bereich andererseits einer physiologischen Druckverteilung auf die drei Hauptstützpunkte des Fußes. Die damit einhergehende mediale Entlastung bzw. Erhöhung der Längswölbung des Fußes läßt sich durch eine aktivere Verspannung der beteiligten Muskulatur erklären, welche möglicherweise reflektorisch durch die subjektiv härter empfundene VE-Sohle ausgelöst wird. Hiermit würde sich auch das verbesserte Abdruckgefühl der Läufer erklären lassen.

Für die Beanspruchung des tendo-muskulären Systems ist jedoch weniger die Höhe der einwirkenden Kraft, sondern vielmehr die Verformungsgeschwindigkeit mit der die Kraft eintrifft bedeutsam (HUIJING 1994, NIGG/HERZOG/READ 1988). Um zusätzlich Aussagen über den Kraftanstieg beim Fußaufsatz machen zu können, sind Messungen mit hoher Frequenz auf der Kraftmessplattform erforderlich. In ersten Nachuntersuchungen führten wir mit vier Sportlern der Gruppe jeweils 6 Dropjumps

aus 35 cm Höhe auf eine Sprungplattform (AMTI, 500 Hz) durch. Die Ergebnisse deuten daraufhin, dass die Kraftanstiegsrate bei der VE-Sohle geringer ist und es zu einem zeitlich verzögerten Auftreten der maximalen Kraftspitzen im Bereich von 5 bis 15 Millisekunden kommt. Bestätigen sich diese Ergebnisse auch beim Laufen, so könnten die körpereigenen visko-elastischen Strukturen ihre elastischen Eigenschaften optimaler ausnutzen. Denn eine rapide Dehnungsgeschwindigkeit (Krafteinwirkung) führt immer zur Versteifung der Strukturen (Stiffness) (GOLLHOFER/SCHMIDTBLEICHER/DIETZ 1984), was Überbeanspruchungsreaktionen begünstigt. Ob die VE-Sohle nach den Erfahrungen von vielen Läufern verletzungspräventiv wirkt, kann aus den Untersuchungsergebnissen nicht unmittelbar belegt werden. Dies müsste man durch weitere Tests und epidemiologische Studien evaluieren. Sollte die flache visko-elastische Sohle jedoch ein aktiveres Laufen anregen und hierfür sprechen die Untersuchungsergebnisse, würde dies mittel- bis langfristig zu einer Stärkung der Fußmuskulatur, einer geringeren Muskelermüdung und letztlich zu einer verbesserten muskulären Dämpfung beitragen.

## Literatur

- BONTRANGER, E.L./BOYD, L.A./HEINO, J.P./MULROY, S.J./PERRY, J.: Determination of Novel Pedar Masks using Harris Mat Imprints. In: *Gait & Posture* 4 (1997), 167-168
- GOLLHOFER, A./SCHMIDTBLEICHER, D./DIETZ, V.: Regulation of Muscle Stiffness in Human Locomotion. In: *International Journal of Sports Medicine* 5 (1984), 19-23
- FIOLKOSWSKI, P./BAUER, J.: The Effects of viscoelastic Insoles on Gait Kinetics. Third Symposium on Footwear Biomechanics. Tokyo 1997
- HUIJING, P.A.: Das elastische Potential des Muskels. In: KOMI, P.V. (Hrsg.): *Kraft und Schnellkraft im Sport*. Köln 1994, 155-172
- KOMI, P.V./HYVÄRINEN, T./GOLLHOFER, A./KVIST, M.: Biomechanische Überlegungen über Stosskräfte und Fusstabilität beim Laufen. In: *Sportverletzung Sportschaden* 7 (1993), 179-182
- LOHRER, H.: Merkmale und Effizienz der Sportschuheinlage bei Läufer. In: *Sportverletzung Sportschaden* 3 (1989), 3, 106-111
- NIGG, B.M./HERZOG, W./READ, L.J.: Effect of viscoelastic shoe insoles on vertical impact forces in heel-toe running. In: *The American Journal of Sports Medicine* 16 (1988), 1, 70-76