

T. L. Milani,  
S. Kimmeskamp,  
E. M. Hennig

## Zusammenhang von biomechanischen Parametern und subjektiver Belastungswahrnehmung in Laufschuhen

Relation of biomechanical parameters and the perception of load in running shoes

Sportbiomechanik, Universität Essen

### Zusammenfassung

Das Ziel der vorliegenden Studie war es, zu untersuchen, ob es einen Zusammenhang zwischen biomechanischen Belastungsvariablen, die mit Verletzungen beim Laufen in Verbindung gebracht werden, und der subjektiven Wahrnehmung dieser Belastungen gibt. 20 Probanden liefen in 8 auf dem Schuhmarkt erwerbbar Laufschuhen. Während der im Labor durchgeführten Laufversuche wurden die Bodenreaktionskräfte, die tibiale Beschleunigung, die Druckverteilung im Schuh und die Pronationsbewegung des Rückfußes gemessen. Gleichzeitig wurden die Probanden über die in den unterschiedlichen Laufschuhen wahrgenommenen Stoß- und Druckbelastungen und über das subjektiv wahrgenommene Pronationsausmaß befragt. Die über eine modifizierte BORG-Skala ermittelten subjektiven Daten wurden über Regressionsanalysen mit den biomechanischen Daten in Zusammenhang gebracht. Die statistischen Analysen zeigen hohe Zusammenhänge für die Variablen, die die Stoßbelastung beschreiben. Probanden scheinen demnach in der Lage zu sein, die im Laufschuh auftretende Stoßbelastung wahrnehmen zu können. Demgegenüber können die Probanden das Pronationsausmaß nicht beurteilen. Die in dieser Studie ermittelten Ergebnisse lassen den Schluß zu, daß biomechanische Analysen in qualitativen Schuhtests unverzichtbar sind.

**Schlüsselwörter:** Wahrnehmung, Stoßbelastung, Druckbelastung, Pronation, Laufen, Laufschuhe.

### Summary

The purpose of the study was to investigate the relation between the perception of impact severity, pressure and pronation to biomechanical variables that are linked to running injuries. 20 subjects performed nine running trials in eight commercially available running shoes. Ground reaction forces, tibial acceleration, in-shoe pressure distribution and rearfoot motion were measured, simultaneously. The subjects rated their perceptions with a modified BORG-scale. Regression analyses were used to evaluate the relation between subjective and biomechanical variables. The statistical analyses revealed significant relations for the impact severity variables. Subjects seem to perceive the impact severity while running in different running shoes. Otherwise, subjects are not able to perceive the rearfoot motion. The results suggest that biomechanical measurements are necessary for comparative shoe tests to provide sufficient information in identifying biomechanically safe footwear.

**Key words:** Perception, impact severity, pressure, pronation, running, running shoes.

### Problem- und Zielstellung

Beim Ausdauerlauf treten neben der Beanspruchung des Herz-Kreislauf-Systems verletzungsfördernde Belastungen für den aktiven sowie passiven Bewegungsapparat des Menschen auf. Ein

Jogger setzt seinen Fuß bis zu 1000 Mal auf den Boden auf, um eine Strecke von einem Kilometer zurückzulegen. Bei jedem Bodenkontakt wirken hohe Aufprallkräfte, die das 3,5-fache des Körpergewichtes erreichen können und bei häufiger Wiederholung zu chronischen Beschwerden führen können. Die Eigenschaften von Laufschuhen werden in engem Zusammenhang mit der Entstehung von Verletzungen gesehen, wie sie beim Laufen beobachtet werden. Es wurde eine Vielzahl an Studien durchgeführt, um zu untersuchen, auf welche Art und Weise diese Belastungen reduziert werden können. Über entsprechende Sportschuhkonstruktionen und Materialveränderungen lassen sich diese verletzungs-fördernden Belastungen reduzieren (13,18).

Es gibt allerdings auch Untersuchungen, die die modernen Sportschuhkonstruktionen mit ihren unterschiedlichen Dämpfungssystemen erst für das Entstehen von typischen Laufverletzungen verantwortlich machen.

*Robbins et al.* (15) vermuten, daß das dauerhafte Tragen von Laufschuhen einen negativen Einfluß auf körpereigene Stoßdämpfungsmechanismen hat. Aufgrund ihrer bisherigen Ergebnisse stellen *Robbins und Gouw* (16) die Hypothese auf, daß das Tragen von Laufschuhen eine Veränderung der Wahrnehmungsfähigkeit von Belastungen hervorruft, und daß viele Verletzungen aus dieser „perceptual illusion“ resultieren.

Die Wahrnehmung von subjektiver Belastung wird in der leistungsphysiologi-



schen Forschung schon seit langem untersucht. Im klinischen Bereich kommt man häufig nur über die subjektive Wahrnehmung eines Patienten zur richtigen Diagnose einer Krankheit. Aus den Forschungsergebnissen werden heute unter einem gesundheitlichen Aspekt praxisnahe Anweisungen und Hilfen für die Gestaltung von Ausdauertraining, z.B. bei Koronarpatienten, im Klinikbereich abgeleitet.

Hingegen gibt es nur wenige Untersuchungen, die sich mit der Wahrnehmungsfähigkeit von Belastungen beschäftigen, wie sie beim Laufen auftreten. Unter statischen Belastungssituationen scheint das Feedback von Mechanosensoren der Haut, die auf Druck reagieren, für die Wahrnehmung und eventuelle Adaptationsmechanismen von Bedeutung zu sein (14). Auch für das Komfortgefühl in Laufschuhen scheint die Höhe des Druckes innerhalb eines Schuhs eine bedeutende Rolle zu spielen (2). In drei unterschiedlichen Laufschuhen, die sich durch große Härtegrade im Zwischensohlenbereich unterscheiden, konnten zwischen biomechanischen Variablen und der Wahrnehmung der Stoßdämpfung große Zusammenhänge gefunden werden (5). Die Autoren kamen zu dem Schluß, daß die Läufer aufgrund ihrer Wahrnehmungsfähigkeit ihren Laufstil adaptierten, um hohe Stoßbelastungen zu vermeiden.

Dieses Adaptationsverhalten ließ sich auch beim Laufen in acht identischen Schuhen beobachten, die sich nur im Härtegrad der Zwischensohle unterscheiden (9,6g - 13,6g Impacter Beschleunigungswerte (Exeter)) (9). In harten Schuhen versuchten die Probanden, die Stoßbelastung durch eine Entlastung der Ferse zu vermeiden.

Es sollte betont werden, daß die oben erwähnten Ergebnisse für Schuhe ermittelt wurden, die sich in nur einem Konstruktionsmerkmal, - der Zwischensohlenhärte -, unterscheiden. Kommerzielle Laufschuhe sind jedoch durch eine Vielzahl von unterschiedlichen Dämpfungssystemen und Konstruktionsmerkmalen, wie u.a. Pronationsstützen, gekennzeichnet. Es liegen keine Ergebnisse vor, ob die Läufer die Belastungen, wie sie beim Laufen in diesen Schuhen auftreten, überhaupt wahrnehmen können. Die Ergebnisse einer entsprechend konzipier-

Tabelle 1: Impacter - Test: Mechanische Variablen

Variablen	A0	A2	A6	A8	B0	B4	B6	B8
<b>Spitzenbeschleunigung (g)</b>	13,1	12,4	13,6	11,6	12,3	12,8	11,1	9,7
SD	,10	,07	,09	,13	,16	,11	,08	,07
<b>Energy Return (%)</b>	42,8	49,3	43,1	39,8	41,6	50,2	45,9	45,2
<b>Stiffness (kN/m)</b>	130,8	118,7	133,5	98,8	116,3	123,1	85,8	72,6
SD	3,8	3,3	2,9	4,5	4,8	3,4	2,6	2,9

ten Studie sind nicht nur für die Prävention von Verletzungen von Bedeutung, sondern beeinflussen auch maßgebend das Untersuchungsdesign von Laufschuhtests.

**Material und Methode**

**Mechanischer Test**

Acht Paar kommerzielle Laufschuhe wurden über einen Impactertest (4) auf ihre mechanischen Eigenschaften hin untersucht. Eine Masse von 8,5 kg mit einem zylindrischen Kopf (Durchmesser = 4 cm, Kopffläche = 12,6 cm<sup>2</sup>) wurde aus einer Höhe von 5 cm auf die Fersenregion der Schuhsohle fallengelassen. Für jeden Schuh wurden die Beschleunigungswerte des Impacterkopfes im Fersenbereich bei einer Aufprallgeschwindigkeit von 96 cm/s über fünf Versuche aufgezeichnet und gemittelt. Die Beschleunigungswerte für die acht Laufschuhpaare lagen im Bereich von 9,7 g bis 13,6 g (Tab.1).

**Biomechanischer Test**

An der Untersuchung nahmen 20 gesunde männliche Probanden teil. Das Durchschnittsalter, Gewicht und Körpergröße betrug 26 ± 3,2 Jahre, 72 ± 5,3 kg und 179 ± 5,2 cm. Alle Probanden hatten Schuhgröße 42 und verfügten über ausreichende Lauferfahrung.

Die Probanden führten mit jedem Schuh 9 Laufversuche mit Fersenaufsatz über eine „Kistler 9281 B“ - Kraftmeßplattform durch. Vor der Datenaufnahme hatten die Probanden die Möglichkeit, sich mit einigen Testläufen an die Laborbedingungen zu gewöhnen. Die Laufgeschwindigkeit wurde über Lichtschranken kontrolliert. Es wurden nur die Laufversuche verwendet, die innerhalb von

3% der geforderten Laufgeschwindigkeit von 3,3 m/s lagen.

Neben der Registrierung der Bodenreaktionskräfte wurden die Druckverteilung im Schuh, die Beschleunigung an der Tibia und die Pronationsbewegung des Fußes aufgezeichnet. Für die Messungen der Druckverteilung unter dem Fuß wurde ein Druckverteilungsmeßsystem mit 8 piezokeramischen Einzelsensoren verwendet. Die Sensoren (3 mm x 3 mm aktive Fläche) wurden an definierten, anatomischen Stellen unter dem Fuß befestigt. Die Anbringung der Sensoren erfolgte nach Palpation der gewünschten anatomischen Region mit Hilfe eines elastischen Klebebandes unterhalb der folgenden Stellen: unter dem lateralen und medialen Processus calcanei, unter dem lateralen und medialen Mittelfuß auf der Höhe der Tuberositas des V. Metatarsus, unter den Capituli metatarsi I, III. und V. und unter der distalen Phalanx des Hallux.

Die Messung der tibialen Beschleunigung erfolgte über einen „Entran EGAX-F-25“ Miniatur-Beschleunigungsaufnehmer, der auf der Mitte des Abstandes zwischen dem medialen Malleolus und dem Tibiaplateau auf der Haut aufgeklebt war. Die Anbringung des Beschleunigungsaufnehmers erfolgte nach den Empfehlungen von Hennig und Lafortune (6).

Ein elektronisches Goniometer wurde für die Aufzeichnung der Pronationsbewegung des Fußes verwendet. Eine leichtgewichtige Aluminiumschale wurde an die Fersenkappe der Schuhe angebracht. Ein Konduktivplastikpotentiometer (Megatron MP10) war derart in die Aluminiumschale eingebaut, daß die Potentiometerachse auf der Höhe der subtalaren Gelenklinie lag. Ein Plastikstrei-



fen, der mit der Einstellschraube des Potentiometers verbunden war, wurde im Verlauf der Achillessehne am Unterschenkel beweglich befestigt. Eine genaue technische Beschreibung der Goniometermessung findet sich bei *Milani et al.* (11).

**Erfassung der subjektiven Wahrnehmung**

Die Probanden beurteilten ihre subjektive Wahrnehmung mit Hilfe einer 15-Punkte-Skala nach den Empfehlungen von *Stevens und Mack* (17) und *Borg* (1). Um den Probanden den Vergleich zwischen den Schuhen zu erleichtern, wurde ihnen jeweils zwischen den Schuhmodellen ein Referenzschuh angeboten (17). Die subjektive Wahrnehmung der Stoßbelastung, Druckbelastung und der Größe des Pronationsausmaßes beim Laufen wurde im Vergleich zum Referenzschuh auf der Ratingskala (Abb. 1) notiert.

Um den Probanden einen Eindruck über den Gesamtbereich der Sohlenhärte zu vermitteln, liefen sie vor Beginn der Messungen in Schuhen, die dem Härtegrad des härtesten und weichsten Schuhs entsprachen. Jedem Probanden wurde über ein randomisiertes Verteilungsverfahren aus den acht Schuhpaaren ein Referenzschuh zugeteilt. Der Proband lief vor jedem zu beurteilenden Schuh dreimal mit dem Referenzschuh. Danach beurteilte der Proband die nach dem Zufallsprinzip zugeteilten Laufschuhe aufgrund von neun Läufen über die Kraftmeßplatte. Nach den ersten drei Läufen beurteilte der Proband die Stoßbelastung, nach den Läufen 4-6 die Druckbelastung und nach den Läufen 7-9 das Pronationsausmaß.

**Datenerfassung und -verarbeitung**

Die Bodenreaktionskräfte, die Beschleunigungssignale, die Druckverteilung und das Pronationsausmaß wurden gleichzeitig über ein Datenerfassungssystem (1 kHz pro Kanal; 12 Bit) aufgezeichnet. Die aus den Signalen gewonnenen Variablen sind in Tabelle 2 aufgelistet. Die Kraftanstiegsrate der vertikalen Bodenreaktionskraft (DPVF) wurde als maximaler Differentialquotient berechnet.

Eine weitere wichtige Information für die Beurteilung der Stoßdämpfungseigenschaften von Laufschuhen liegt in den Frequenzkomponenten der Meßsignale der Bodenreaktionskraft. Eine Methode der Aufspaltung der einzelnen Frequenzkomponenten stellt die Fast Fourier Transform (FFT) - Analyse dar. Die Fourier-Transformation ist ein mathematisches Mittel, ein Zeitsignal in seine Spektralkomponenten zu zerlegen. Mit Hilfe der 1024 Punkte - FFT-Analyse wurde aus den Frequenzkomponenten der vertikalen Bodenreaktionskraft die Median Power Frequency (MPF) berechnet, wobei nur Frequenzkomponenten oberhalb von 10 Hz gewählt wurden. Eine Verschiebung der Median Power Frequency zu höheren Frequenzen deutet auf eine reduzierte Stoßdämpfung hin.

Aus den Signalen der acht Einzelsensoren wurden die Spitzendrücke ausgewertet. Im Sinne einer Datenreduzierung wurden die Spitzendrücke im Fersenbereich (PPF), Mittelfußbereich (PPM), und Vorfußbereich (PPV) jeweils zusammengefaßt und statistisch weiterverarbeitet.

Pronation und Pronationsgeschwindigkeit wurden mit Hilfe des Elektrogoniometers analysiert. Es sollte betont wer-

den, daß mit dieser Anordnung die Pronation nicht direkt gemessen werden kann, sondern nur der Achillessehnenwinkel in Relation zur Vertikalachse der Schuhfersenkappe. Allerdings hat sich die Bestimmungsgröße des Achillessehnenwinkels als aussagekräftiger (indirekter) Parameter für das Ausmaß der Fußpronation in der Biomechanik durchgesetzt. Nach *Edington et al.* (3) repräsentieren negative Werte eine Eversion und positive Werte eine Inversion des Rückfußes in Bezug zur Unterschenkelachse.

Die Mittelwerte der Variablen wurden über alle Versuchspersonen deskriptiv analysiert. Eine ANOVA (Repeated Measures) sicherte signifikante Unterschiede zwischen den Schuhexemplaren ab. Die gemittelten Wahrnehmungsdaten wurden über lineare Regressionsanalysen mit den biomechanischen Variablen verglichen.

**Ergebnisse**

Die biomechanischen Meßergebnisse in Tabelle 3 liegen in einem Bereich, wie sie aus der Literatur bekannt sind (6,3,12,7). Die ANOVA - Analyse zeigt für alle biomechanischen Variablen statistisch signifikante Unterschiede ( $p < 0,01$ ) zwischen unterschiedlichen Schuhmodellen.

Regressionsanalysen zeigen, daß der höchste Zusammenhang zwischen den biomechanischen Variablen MPF ( $p < 0,01$ ) und DPVF ( $p < 0,05$ ) und der Variablen der subjektiven Stoßwahrnehmung gefunden wurde (Abb. 2, Tab. 4).

Zwischen der subjektiven Druckwahrnehmung und den biomechanischen

Abbildung 1: Rating-Skala zur Wahrnehmung von Stoß, Druck und Pronation

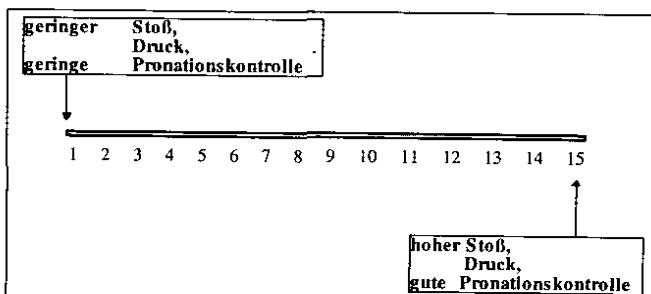


Tabelle 2: Biomechanische Variablen

Variablen	Code	Einheit
1. vertikale Kraftspitze	PFV 1	bw
Median Power Frequency	MPF	Hz
Kraftanstiegsrate	DPVF	bw/s
Spitzenbeschleunigung	PPAC	g
Maximale Pronation	MP	° (degrees)
Maximale Pronationsgeschwindigkeit	MVP	°/s
Spitzendrücke (Ferse, Mittelfuß, Vorfuß)	PP-#	kPa



Tabelle 3: Mittelwerte der biomechanischen und subjektiven Daten

Schuhe	Biomechanische Variablen									Subjektive Variablen		
	PVF1 (bw)	DPVF (bw/s)	MPF (Hz)	PPAC (g)	PPF (kPa)	PPM (kPa)	PPV (kPa)	MP (°)	MVP (°/s)	Stoß	Druck	Pronation
A 0	2,16	146,0	16,29	8,50	1261	564	725	-9,19	-948	9,5	6,7	7
SD	,42	41,1	1,88	3,6	180	73	109	4,0	263	2,9	2,4	3,3
A 2	2,08	108,2	15,24	6,50	992	406	810	-8,52	-984	7,5	7,6	8,6
SD	,43	38,1	,94	3,1	168	54	121	4,2	293	2,5	2	3,1
A 6	2,09	118,0	15,48	7,59	1039	464	753	-8,80	-795	7,5	6,65	8,3
SD	,51	49,4	1,29	4,0	134	78	107	4,9	335	2	2,3	3,5
A 8	2,04	109,3	14,64	6,25	1038	503	729	-9,16	-871	6,4	6,75	9,1
SD	,52	49,0	1,11	3,2	171	34	118	3,3	257	2,8	2,7	3,4
B 0	1,93	94,8	14,59	5,62	857	455	763	-8,80	-953	7	6,45	9,4
SD	,46	35,1	,75	3,0	125	65	92	4,2	418	2,5	2,1	3,1
B 4	2,26	139,4	15,89	8,17	977	454	774	-9,95	-973	9,25	8,55	8,1
SD	,42	42,5	1,08	4,1	191	71	121	4,3	263	3	2,2	3,3
B 6	2,08	110,1	14,99	7,08	856	487	699	-9,30	-850	6,45	6,15	8,1
SD	,42	38,1	,85	3,5	131	87	91	4,6	258	3,1	2,1	2,8
B 8	2,31	133,8	15,34	9,36	970	494	712	-8,87	-731	7,6	4,55	5,7
SD	,39	34,5	,85	4,5	113	65	97	5,0	269	3,2	1,9	2,3

Druckvariablen (Spitzendrücke) zeigten sich keine statistisch signifikanten Zusammenhänge (Abb. 2, Tab. 4).

Auch für die subjektiven und biomechanischen Variablen des Pronationsausmaßes konnten keine statistisch signifikanten Zusammenhänge gefunden werden (Abb. 2, Tab. 4).

Regressionsanalysen zeigten einen überraschend hohen, hochsignifikanten Zusammenhang ( $r^2 = 0,87$ ;  $p < 0,01$ ) zwischen der tibialen Spitzenbeschleunigung und dem subjektiv wahrgenommenen Ausmaß der Pronation (Abb. 3). Je höher die tibiale Stoßbelastung gemessen wurde, desto größer wurde das Ausmaß der Pronationsbewegung wahrgenommen.

Keine statistisch signifikanten Zusammenhänge konnten für den Vergleich der

rein technisch gewonnenen Variablen, - der Impacter-Spitzenbeschleunigung -, mit den biomechanischen Variablen ermittelt werden (Tab. 5).

### Diskussion

Das Ziel der vorliegenden Studie war es, zu untersuchen, ob es einen Zusammenhang zwischen biomechanischen Belastungsvariablen, die mit Verletzungen beim Laufen in Verbindung gebracht werden, und der subjektiven Wahrnehmung dieser Belastungen gibt.

Für den Belastungsparameter der Stoßbelastung, der sich in der Größe der biomechanischen Variablen MPF und DPVF ausdrückt, konnte durch Regressionsanalysen ein positiver Zusammenhang festgestellt werden. Je höher die

Stoßbelastung beim Laufen in Form von höheren MPF und Kraftanstiegsraten ermittelt wurde, desto höher wurde diese Stoßbelastung auch wahrgenommen. Dieses Ergebnis wird durch Berichte (5,8,9) bestätigt, in denen ebenfalls hohe Regressionskoeffizienten zwischen biomechanischen Stoßvariablen und der subjektiven Stoßwahrnehmung gefunden wurden. Diese Ergebnisse deuten darauf hin, daß Läufer in der Lage sind, die auf den Körper wirkende Stoßbelastung beim Laufen wahrnehmen zu können.

Demgegenüber konnten keine Zusammenhänge zwischen den subjektiven und biomechanischen Druckvariablen ermittelt werden. Während in Studien, in denen sich die verwendeten Schuhe in nur einem Konstruktionsmerkmal (Zwischensohlenhärte) unterschieden, hohe Zusammenhänge von subjektiven und objektiven Druckvariablen (u.a. Spitzendrücke und relative Lasten im Fersenbereich) ermittelt wurden (5,9), können in der vorliegenden Studie diese Ergebnisse nicht nachvollzogen werden. Unter dem Vorfußbereich läßt sich zwar ein Trend erkennen, daß die Probanden die Spitzendrücke unter dem Vorfuß wahrnehmen können (Tab. 4;  $r^2 = 0,48$ ). Dieser Zusammenhang ist jedoch nicht signifikant. Da

Tabelle 4: Regressionskoeffizienten biomechanische versus subjektive Variablen

Variable	MPF	PVF1	DPVF	PPAC	PP-F	PP-M	PP-V	MP	MVP
	Stoß				Druck			Pronation	
$r^2$	,86 **	0,33	,71 *	,37	,02	,15	,48	,004	,28

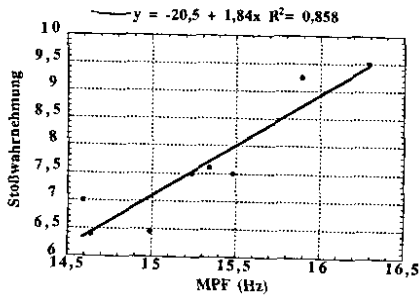
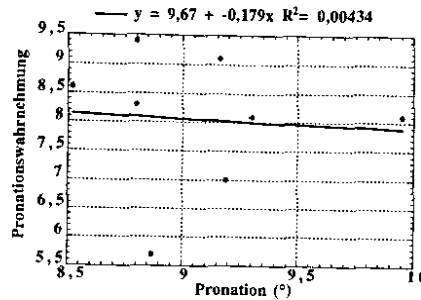
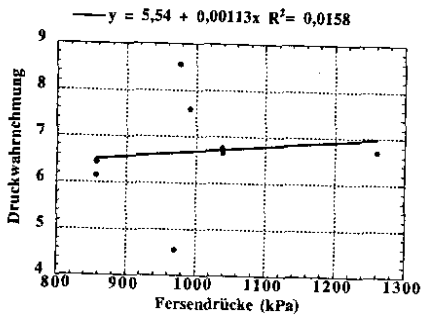


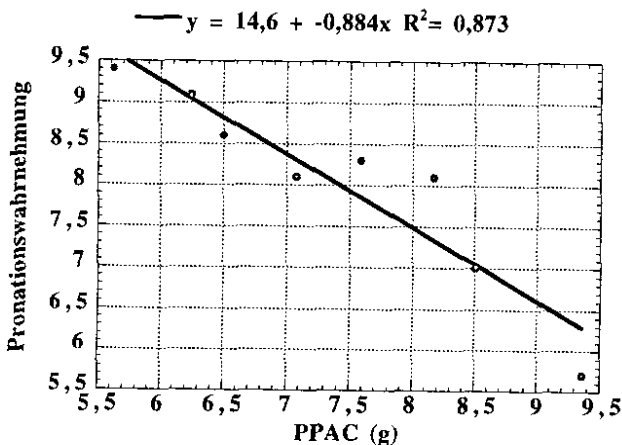
Abbildung 2: Regressionsgeraden biomechanische versus subjektive Variablen



im Vorfußbereich der Schuhe der Einsatz unterschiedlicher Konstruktionssysteme begrenzt ist, scheinen die Probanden auch eher in der Lage zu sein, die Spitzendrücke in dieser Region wahrzunehmen. Die vielfältigen unterschiedlichen Konstruktionsmerkmale der Schuhe im Fersenbereich scheinen hingegen die Wahrnehmungsfähigkeit der Probanden bzgl. der Druckwahrnehmung in komplexer Weise zu beeinflussen. Die statistischen Analysen zeigen keinen Zusammenhang zwischen dem wahrgenommenen und tatsächlichen Ausmaß

der Pronation beziehungsweise der Pronationsgeschwindigkeit. Demnach scheinen die Probanden das Ausmaß der Pronationsbewegung nicht wahrnehmen zu können. Dieses Ergebnis könnte jedoch auch daran liegen, daß die Unterschiede der Pronationsdaten zwischen Schuhen nur relativ gering ausgeprägt sind. Auch die Pronationsgeschwindigkeit weist keinen signifikanten Zusammenhang mit der Pronationswahrnehmung auf. Auch wenn hier ein Trend erkennbar ist, ist dieser jedoch nicht signifikant.

Abbildung 3: Regressionsgerade: tibiale Spitzenbeschleunigung versus subjektive Wahrnehmung des Pronationsausmaßes



Demgegenüber konnte ein überraschend hoher linearer Zusammenhang ( $r^2 = 0,87$ ; Abb.3) zwischen der tibialen Spitzenbeschleunigung, - ein biomechanischer Parameter, der ein Maß für die Stoßbelastung darstellt -, und der wahrgenommenen Pronationskontrolle festgestellt werden. Je härter der Stoß war, desto größer beurteilten die Probanden die Pronationsbewegung. Diese Schlussfolgerung widerspricht jeder sinnvollen mechanischen Betrachtungsweise.

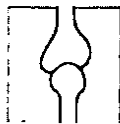
Diese Ergebnisse deuten darauf hin, daß die subjektiven Daten der Pronationswahrnehmung von der Stoßwahrnehmung abhängig sind. Es wurde bereits festgestellt, daß die Probanden die Stoßbelastung wahrnehmen können, auch wenn der Zusammenhang nicht derart zwingend ist, wie er bei Schuhen gefunden wurde, die sich nur in der Zwischensohlenhärte unterscheiden (9). Es könnte sein, daß die Probanden von der Stoßbelastung auf das Pronationsausmaß schließen. Wenn die Probanden von der Stoßbelastung auf das Pronationsausmaß schließen würden, sollte man annehmen, daß sie in einem Schuh mit hoher Stoßbelastung ein geringes Pronationsausmaß wahrnehmen. Ein solch indirekter Schluß von Schuhhärte auf Pronationsausmaß würde den üblichen Vorstellungen eines Läufers bezüglich des Zusammenhangs dieser Schuhmerkmale entsprechen. Dieser Schluß liegt jedoch nicht vor. Die Probanden nehmen in einem harten Schuh ein großes Pronationsausmaß wahr. Es stellt sich hier die Frage, was die Probanden tatsächlich beurteilt haben.

Die tatsächliche Pronationsbewegung, wie sie beim Laufen in den unterschiedlichen Schuhen stattfand, steht in keinerlei Zusammenhang mit dem wahrgenommenen Pronationsausmaß ( $r^2 = 0,004$ ). Die biomechanisch gemessene Pronationsbewegung steht auch in kei-

Tabelle 5: Regressionskoeffizienten biomechanische Variablen versus mechanische Impactervariablen

Variable	MPF	PVF1	DPVF	PPAC	PP-F	MP	MVP
$r^2$	,16	0,1	,003	,06	,17	,008	,34

$p < 0.01$  \*\*;  $p < 0.05$  \*



nem Zusammenhang mit der tibialen Stoßbelastung ( $r^2 = 0,09$ ), die auf den Körper wirkte.

Laufschuhtests haben gezeigt, daß Läufer, die subjektiv Eigenschaften von Schuhen mit unterschiedlichen Konstruktionsmerkmalen einschätzen sollen, die Kriterien eines Schuhs, die sie nicht bewerten können, aufgrund ihres Gesamteindrucks beurteilen (interner Forschungsbericht Biomechanik - Labor Essen). Es könnte demnach sein, daß Probanden die Schuhe mit hoher Stoßbelastung in ihrem Gesamteindruck negativ beurteilen und nach diesem negativen Urteil auch die Pronationskontrolle im negativen Sinne einschätzen. Die tatsächliche Pronationsbewegung scheinen die Probanden jedoch aufgrund der vielfältigen Konstruktionsmerkmale, die die Fußmechanik in komplexer Weise beeinflussen, gar nicht beurteilen zu können. Eine ähnliche Schlußfolgerung wurde für die Schuhe diskutiert, die sich nur in einem Merkmal, der Zwischensohlenhärte, unterscheiden (9). Aufgrund dieser Ergebnisse wurde vermutet, daß die Probanden indirekt von der wahrgenommenen Härte der Schuhe auf das Pronationsausmaß schließen.

Dieses Ergebnis sollte vor allem im Hinblick auf das Design von Schuhtests beachtet werden. Tests, die Informationen über die Qualität von Laufschuhen, insbesondere über verletzungsspezifische Aspekte, geben, sollten demnach biomechanische Messungen beinhalten.

Während von der mechanischen Stoßabsorption (Impactertest) von Schuhen, die sich nur im Zwischensohlenbereich unterscheiden, Rückschlüsse auf die biomechanischen Stoßbelastungsparameter gezogen werden können (18), trifft dieses für die in dieser Studie verwendeten Schuhe nicht zu. Regressionsanalysen zeigen keinerlei Zusammenhang zwischen der Impacterbeschleunigung und biomechanischen Variablen (Tab. 5). Es scheint, daß die vielfältigen Konstruktionsmerkmale, wie sie in kommerziellen Schuhen verwendet werden, die Fußmechanik beim Laufen komplex beeinflussen. Demnach können für Produkte, die auf dem Laufschuhmarkt sind, mechanische Tests keine ausreichenden Informationen in bezug auf biomechanische Belastungsparameter liefern, die in Zusammenhang mit Laufverletzungen stehen.

## Literatur

- (1) Borg G.: Perceived exertion as an indicator of somatic stress. *Scand. J. Rehab. Med.* 2(3) (1970), 92-98.
- (2) Chen H., B.M. Nigg, J. de Koning: Relationship between plantar pressure distribution under the foot and insole comfort. *Clin. Biomech.* 9(6) (1994), 335-341.
- (3) Edington C.J., E.C. Frederick, P.R. Cavanagh: Rearfoot motion in distance running. In: Cavanagh P.R. (Hrsg.): *Biomechanics of distance running*. Human Kinetics Pub., Champaign, Ill. 1990, 135-164.
- (4) Frederick E.C., T.E. Clarke, C.L. Hamill: The effect of running shoe design on shock attenuation. In: Frederick E.C. (Hrsg.): *Sport shoes and playing surfaces*. Human Kinetics Pub., Champaign, Ill. 1984, 190-198.
- (5) Hennig E.M., G.A. Valiant, Q. Liu: The relationship between biomechanical variables and the perception of cushioning for running in various types of footwear. *J. Appl. Biom.* 12 (1996), 143-150.
- (6) Hennig E.M., M.A. Lafortune: Tibial bone and skin accelerations during running. In: Lamontagne M., C.E. Cotton, D.G.E. Robertson, J.P. Stohart (Hrsg.): *Vth. Biennial Conference of Canadian Society of Biomechanics*. Ottawa, Ontario 1988, 74-75.
- (7) Hennig E.M., T.L. Milani: In shoe pressure distribution for running in various types of footwear. *J. Appl. Biomech.* 11(3) (1995), 299-310.
- (8) Lake M.J., M.A. Lafortune: Mechanical inputs related to perception of lower extremity impact loading severity. Zur Veröffentlichung eingereicht in *Med. Sci. Sports Exerc.* 1996.
- (9) Milani T.L., E.M. Hennig: Perceptual and biomechanical variables for running in identical shoe constructions with varying midsole hardness. Zur Veröffentlichung eingereicht in *Clin. Biom.*, 1996.
- (10) Milani T.L., E.M. Hennig: The influence of footwear construction on foot mechanics during running. In: Hoffer J.A., A. Chapman, J.J. Eng, A. Hodgson, T.E. Milner, D. Sanderson (Hrsg.): *IXth Biennial Conference for Biomechanics*. Conf. Organizing Comm., Vancouver, Canada 1996, 220-221.
- (11) Milani T.L., G. Schnabel, E.M. Hennig: Rearfoot motion and pressure distribution patterns during running in shoes with varus and valgus wedges. *J. of Appl. Biomech.* 11(2) (1995) 177-187.
- (12) Miller D.I.: Ground reaction forces in distance running. In: Cavanagh P.R. (Hrsg.): *Biomechanics of distance running*. Human Kinetics Pub., Champaign, Ill. 1990, 203-224.
- (13) Nigg B.M., B. Segesser: Biomechanical and orthopedic concepts in sport shoe construction. *Med. Sci. Sports Exerc.* 24(5) (1992), 595-602.
- (14) Robbins S.E., A.M. Hanna, L.A. Jones: Sensory attenuation induced by modern athletic footwear. *J. Test. Eval.* 16 (1988), 412-416.
- (15) Robbins S.E., G.J. Gouw, A.M. Hanna: Running-related injury prevention through innate impact-moderating behavior. *Med. Sci. Sports Exerc.* 21(2) (1989), 130-139.
- (16) Robbins S.E., G.J. Gouw: Athletic footwear: unsafe due to perceptual illusions. *Med. Sci. Sports Exerc.* 23(2) (1991), 217-224.
- (17) Stevens J.C., J.D. Mack: Scales for apparent force. *J. Exper. Psychol.* 58 (1959), 405-413.
- (18) Voloshin A., J. Wosk: An in vivo study of low back pains and shock absorption in the human locomotor system. *J. Biomech.* 15 (1982), 21-27.

## Anschrift für die Autoren:

Dr. Thomas L. Milani  
Sportbiomechanik / Universität Essen  
Wittekindstr. 62  
45131 Essen, Germany  
Tel.: 49-201-430 700  
Fax: 49-201-430 701  
E-Mail: thomas.milani@uni-essen.de