

**Aus der Klinik und Poliklinik für Orthopädie
der Universität Würzburg
Direktor: Prof. Dr. med. J. Eulert**

**Zusammenhänge zwischen subjektiver Wahrnehmung und physikalisch
messbaren Parametern von Dämpfungsmechanismen beim Laufvorgang**

**Inaugural – Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde der
Medizinischen Fakultät
der
Bayerischen Julius-Maximilians-Universität Würzburg
vorgelegt von
Boris Alexander Herzlieb
aus Schöningen**

Würzburg, Dezember 2004

Referent: Prof. Dr. med. J.Eulert

Korreferent: Prof. Dr. med. F. Schardt

Dekan: Prof. Dr. med. G. Ertl

Tag der mündlichen Prüfung: **02. Dezember 2005**

Der Promovend ist Arzt.

Meinen Eltern Rüdiger und Gerti

Aus der Klinik und Poliklinik für Orthopädie
der Universität Würzburg
Direktor: Prof. Dr. med. J. Eulert

Zusammenhänge zwischen subjektiver Wahrnehmung und physikalisch messbaren
Parametern von Dämpfungsmechanismen beim Laufvorgang

Inaugural – Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde der
Medizinischen Fakultät
der
Bayerischen Julius-Maximilians-Universität Würzburg
vorgelegt von
Boris Alexander Herzlieb
aus Schöningen

Würzburg, Dezember 2004

Inhaltsverzeichnis

1.	Einleitung	1
1.1	Bedeutung des Laufschuhs	1
1.2	Ziel der Untersuchung	1
2.	Material und Methodik	4
2.1	Fragebogen	4
2.1.1	Fragebogenentwicklung	4
2.1.2	Struktur des Fragebogens, Datenerhebung und Bewertung der Schuhe	5
2.2	Probanden	9
2.2.1	Sportliche Anamnese und Trainingsgewohnheiten	9
2.2.2	Gesundheitliche Anamnese	10
2.2.3	Klinische Untersuchung der Probanden	10
2.3	Verwendete Laufschuhtypen	11
2.3.1	Aufbau eines modernen Laufschuhs	11
2.3.2	Aufbau und Eigenschaften der Test- und Lieblingsschuhe	13
2.4	Statistik	14
3.	Ergebnisse	15
3.1	Probanden	15
3.1.1	Alter, Körpergröße und Gewicht der Probanden	15
3.1.2	Trainingstruktur der Probanden	16
3.1.3	Ergebnisse der klinischen Untersuchungen	18
3.2	Vergleichende Bewertung der Schuhe	19
3.2.1	Passform und Schnürsystem	19
3.2.2	Stabilität	20
3.2.3	Dämpfung, Fußunterstützung und Schuhklima	20
3.2.4	Material	21
3.2.5	Leistungsrelevante Items/Performance	21
3.3	Bewertung der Schuhe im zeitlichen Verlauf	22
3.3.1	Passform und Schnürsystem	22
3.3.2	Stabilität	23
3.3.3	Dämpfung, Fußunterstützung, Klima	24
3.3.4	Material	24
3.3.5	Leistungsrelevante Items / Performance	24
4.	Diskussion	26
4.1	Problematik der subjektiven Datenerhebung	26
4.2	Propriozeption und aktive Dämpfung	27
4.3	Passform und Stabilitätsempfinden	34
4.4	Leistungsrelevante Merkmale	36
4.5	Pathologische Auswirkungen von Laufschuhen	37
4.6	Schlußfolgerungen	38
5.	Zusammenfassung	41
5.1	Einleitung	41
5.2	Material und Methodik	41
5.3	Ergebnisse	41
5.4	Schlußfolgerungen	41
	Literatur	43
	Danksagung	
	Lebenslauf	

1. Einleitung

1.1 Bedeutung des Laufschuhs

Ein zunehmendes Sport- und Gesundheitsbewußtsein hat die Zahl der Breiten- und Leistungssportler in den letzten Jahren stark zunehmen lassen. Durch diese Entwicklung hat gerade das Laufen als eigenständige Massensportart, als Bestandteil von Leichtathletik und Triathlon sowie als Ausgleichsport für fast jede andere Sportart eine immer größere Bedeutung bekommen.

Parallel zu diesem immer größer werdenden Bewußtsein für den Ausdauersport Laufen entwickelte man auch den Laufschuh in den letzten Jahrzehnten immer weiter. Da der moderne Sportler in den aller meisten Fällen nicht barfüßig läuft, sondern Laufschuhe nutzt, ist er abhängig von den Vorgaben der Sportindustrie. Heute findet der Verbraucher ein fast unüberschaubares Angebot an Laufschuhen zahlreicher Firmen, deren Modelle sich zumindest im Design jedes Jahr ändern. Der Fuß übernimmt im Körper eine im wahrsten Sinn des Wortes „tragende Funktion“. Eben dieser besonderen Beanspruchung wurde der Mensch mit der Entwicklung von Schuhen gerecht, die den Fuß als schützende Hülle belastbarer und dauerhafter gegenüber Witterung und schlechte Bodenbeschaffenheiten machen sollen.

Der periodische Bewegungsablauf des Laufens folgt dem Newtonschen Aktionsprinzip der Mechanik. Somit kommt dem System Laufschuh als Mittler von Kraft, Masse und Beschleunigung zwischen Bodenoberfläche und der unteren Extremität eine entscheidende Rolle zu. Durch seinen direkten Kontakt zu Bewegungsapparat und Untergrund ist ein entsprechend konstruierter Schuh in der Lage, innerhalb der Grenzen, die Werkstoffe und Bauweise setzen, modulierend auf die Biomechanik einzuwirken und wird auf diese Weise sowohl leistungsorientierten Läufern als auch dem primär auf Fitness und Gesundheitsprävention bedachten Freizeitläufer gerecht.

1.2 Ziel der Untersuchung

Der Fuß weist zwischen Talus und den Zehenendgliedern etwa 40 Gelenke auf. Hinzu kommen die Ansätze und Ursprünge der intrinsischen und vom Unterschenkel

ausgehenden Muskulatur sowie Bänder und die Plantaraponeurose. Die an dieser Stelle des Körpers sehr zahlreich auftretenden Strukturen des Bewegungsapparates werden bei jedem Bewegungsablauf, sei es im Alltag oder Sport, durch die darauf lastende Körpermasse stark belastet. Um bis ins hohe Alter beständig zu sein ist ein optimales anatomisches und neuromuskuläres Zusammenspiel aller Teile des Fußes notwendig.

Zahlreiche Untersuchungen haben gezeigt, daß der Einsatz unfunktionaler Schuhe durch andauernde Überbeanspruchung einen wesentlichen Anteil an der Entstehung von chronischen Schäden von aktivem und passivem Bewegungsapparat hat [2;12;13;15;100]. 70% aller Laufsportler erleiden einmal jährlich eine Verletzung [49]. Als weitere Ursachen pathologischer Veränderungen an Fuß und unterer Extremität kommen falsche Trainingsinhalte, ungenügende Kondition bezüglich Koordination, Kraft und Beweglichkeit sowie anatomische Fehlentwicklung und übermäßige Beanspruchung während des Wachstums in Frage [1;50].

Ziel dieser Untersuchung ist die subjektive Wahrnehmung der Interaktion der Systeme Fuß und Laufschuh sowie die Erkennung von Zusammenhängen ihres Zusammenspiels. Hieraus ableitbare Erkenntnisse stellen eine wichtige Basis für die Entwicklung individuell funktioneller Laufschuhe dar.

Im weitesten Sinne entspricht dies der Erfassung von bei Schuhen auftretenden Komfortparametern, doch sei hier angemerkt, daß der Begriff Komfort im landläufigen Sprachgebrauch nicht eindeutig definiert ist. Die Wahrnehmung von Komfort ist in jedem Fall subjektiv und nicht durch physikalische Messungen objektivierbar. Eine Expertendiskussion zu Beginn der Studie zeigte die individuell unterschiedlichen Assoziationen mit diesem Begriff.

Leistungsorientierte Läufer verbinden mit diesem Begriff Schuheigenschaften wie geringen Energieverlust beim Tragen und „Schnelligkeit“ des Schuhs, Breiten- und Ausgleichssportler heben ein bequemes Tragegefühl und den Schutz vor chronischer Überlastung des Bewegungsapparates hervor. Festzuhalten ist an dieser Stelle auch die Schwierigkeit des Läufers, ein Tragegefühl zu verbalisieren, was den Komfortbegriff unter Umständen noch weniger greifbar macht. Beim Laufschuh setzt sich der Begriff aus mehreren Unterkategorien wie Passform, Stabilität, Dämpfung, Material und Leistungsunterstützung zusammen. Auch Faktoren wie Markenbewußtsein, Prestige und die Optik eines Laufschuhs scheinen einen mittelbaren psychologischen Zusammenhang zum Komfortbegriff zu zeigen.

Letztlich sollte man die problematische Bedeutung von Komfort zwischen diesen Begriffen anordnen [77]. Vielleicht wird der Begriff der „individuellen Funktionalität“ den sehr unterschiedlichen persönlichen Auffassungen von Laufschuhkomfort gerecht.

Dieser „Komfortproblematik“ begegnet die Studie mit einer gezielten Fragebogenuntersuchung von Laufsportlern, um die individuell unterschiedlich wahrgenommenen Merkmale des Laufkomforts zu erfassen.

Folglich ist diese Untersuchung von rein biomechanischen Fragestellungen abzugrenzen, die sich in Materialuntersuchungen, kinetischen und kinematischen Messungen auf die objektiv messbaren Parameter beim Laufvorgang beziehen.

Bisher angestellte Untersuchungen zu diesem Themengebiet befassten sich zumeist mit biomechanischen Messgrößen [3;8;66;78], so beschrieben Miller et al. (2000)

[55] Sohlenparameter mit ihren Auswirkungen auf die Kinematik als wichtige Komfortfaktoren. Die Subjektivität des Tragegefühls blieb dabei eben wegen der besonderen Schwierigkeit der Messung meist außen vor. Die Suche nach Korrelationen mit Messergebnissen aus diesen objektiven Bereichen bietet aber zweifelsohne eine Grundlage die Subjektivität von Komfort „messbarer“ zu machen.

Sowohl die bestehenden gesundheitlichen Risiken unfunktioneller Schuhe im Freizeitsport als auch der Bedarf an geeigneten Schuhen im Leistungssport begründen die notwendige Forschung auf diesem Gebiet.

Es bleibt zu betonen, daß Komfort als das „subjektive Wohlbefinden des Laufsportlers“ oder die „individuelle Funktionalität eines Laufschuhs“ zum gegenwärtigen Stand der neurophysiologischen Forschung nicht objektiv messbar ist und interindividuell stark unterschiedlich belegt ist.

2. Material und Methodik

2.1 Fragebogen

2.1.1 Fragebogenentwicklung

Da es sich bei der Darstellung des Begriffes Laufkomfort um einen in erster Linie subjektiven Vorgang handelt, wurde der standardisierte Fragebogen als am besten geeignetes Messinstrument gewählt. Die in bisherigen ähnlichen Studien wie von Milani et al. (1997) [52;53] verwendeten Fragebögen waren jedoch auf sehr spezielle Fragestellungen ausgerichtet und damit zur Messung des komplexen Begriffes Laufkomfort nicht geeignet.

Zur Feststellung der zu prüfenden Eigenschaften erfolgte ein umfangreiches Studium von Fachzeitschriften, Katalogmaterial, Testberichten sowie Veröffentlichungen aus Sportwissenschaft, Medizin, Biomechanik, Wirtschaftswissenschaften und Psychologie, mit dem Ziel Kategorien und Fragestellungen für die Untersuchung des Komfortbegriffs zu finden. Anschließend wurde der Begriff von einer zwölfköpfigen Expertenrunde diskutiert, die je zur Hälfte aus Wettkampf- und leistungsorientierten Hobbyläufern bestand. Zusätzlich wurde die Diskussion von einem Diplompsychologen unterstützt, der Erfahrung auf diesem Gebiet mitbrachte. Diese unstrukturierte Itemsammlung ergab 155 verschiedene Fragestellungen. Als nächster Schritt wurden redundante Fragestellungen herausgefiltert und allgemeine von sehr differenzierten Fragestellungen getrennt. Da die zu diesem Thema bereits vorhandenen Methoden zur Strukturierung - auch wegen anderer inhaltlicher Zielsetzung - andere Kategorien hervorgebracht hatten, wurde die von Borg (1992) [5] beschriebene Facettentechnik angewendet, um ein problemspezifisches Categoriesystem zu kreieren und so dem Umfang des Begriffs „Komfort“ gerecht zu werden. Schick et al. (1995) [82], erprobten diese Vorgehensweise bereits mit Erfolg bei einer ähnlichen Fragestellung.

Nach Anwendung der Facettentechnik auf 155 Items ergaben sich als Hauptkategorien anatomische Fußstrukturen, Schuhteile und Schuheigenschaften. Nach Entfernung der redundanten Aussagen und Ergänzung von durch die Analyse sichtbar gewordenen noch fehlenden Items blieben schließlich 76 eigenständige Items übrig, die dann im Fragebogen Platz fanden. Verneinungen (z.B. „Der Schuh

drückt nicht.“) wurden nicht verwendet, da diese die Beantwortung erschweren und beeinflussen [56]. Durch Mischung positiver und negativer Fragestellungen (z.B. „Drückt das Schnürsystem?“ oder „Unterstützt der Schuh die Abstoßphase?“) wurde eine Vereinheitlichung vermieden. So wurde erreicht, daß der Proband bei der recht großen Fragenanzahl innerhalb der Facetten einer Ja- oder Neinpolung unterliegt. Ferner reduziert sich auf diese Weise das bei allen Fragebögen auftretende psychologische Phänomen der Beantwortung im Sinne der „sozialen Erwünschtheit“. Die Art des Items bestimmte dann, ob es sinnvoll war eine dichotome Form der Antwort oder drei- bzw. fünfstufige Ordinalskalen zu nutzen, die dann mit Begriffen wie z.B. „zu hoch“, „optimal“ oder „zu niedrig“ belegt waren.

2.1.2. Struktur des Fragebogens, Datenerhebung und Bewertung der Schuhe

Die Stichprobe bestand aus 36 Läufern, die sich aus Sportstudenten und Sportlern des mittelbaren Bekanntenkreises aus dem Raum Würzburg rekrutierten.

Im speziell für den Komfortbegriff erstellten Fragebogen wurden 73 Items abgefragt. Die erste Befragung bezog sich auf den Lieblingsschuh des Probanden. Unmittelbar hieran schloß sich eine Stunde nach der Anprobe die Bewertung der Schuhe 1 und 2. Nach einem Zeitraum von einer Woche erfolgte dann die zweite Befragung, die dritte und letzte Befragung fand nach vier Wochen statt, wodurch bei einem geschätzten Laufumfang von 50 - 100 km pro Woche ein ausreichendes Einlaufen und verschiedene Testbedingungen ermöglicht wurden.

Es ist an dieser Stelle anzumerken, daß die sich die Hauptkategorien Schuhteile, anatomische Fußstrukturen und Schuheigenschaften überschneiden, was erneut die Komplexität des Komfortbegriffs zeigt. Auch wenn einige Items zweifelsohne der Hauptkategorie Schuheigenschaften allein zugeordnet werden können (z.B. Temperatur oder Schwitzen im Schuh), macht eine Anordnung der Items entsprechend der drei Hauptkategorien keinen Sinn, da die Beantwortung durch den Probanden als Laien und die Auswertung enorm erleichtert wird, wenn Unterkategorien auf die Anatomie und die entsprechenden Schuhteile abzielen. Ein Abdruck des Fragebogens mit seinen Bestandteilen ist im Anhang abgedruckt. Er folgt im wesentlichen den anatomischen Strukturen (Zehenbereich, Mittelfuß, Vorfuß, Rückfuß), daneben werden die Bereiche Sohle, Material und Einlegesohle sowie Verschiedenes gesondert abgefragt. Aus Gründen der Praxis wurden die mit der Facettentechnik bestimmten 73 Items bei der Auswertung folgenden Unterkategorien

zugeordnet, die dann tabellarisch erfasst und nach verschiedenen statistischen Methoden im zeitlichen Verlauf analysiert wurden.

1) Passform am Vorfuß (10 Items):

- Raum für die Großzehe in der Höhe
- Raum für die Großzehe in der Weite
- Raum für die Kleinzehen in der Höhe
- Raum für die Kleinzehen in der Weite
- Gesamtweite im Zehenbereich
- Gleichgutes Passen beider Schuhe
- Druckstellen im Zehbereich
- Gesamtweite im Vorfußbereich
- Gesamtbreite im Vorfußbereich
- Druckstellen im Vorfußbereich

2) Passform am Mittelfuß mit Beurteilung des Schnürsystems (9 Items):

- Abpolsterung der Zunge
- Drücken des Schnürsystems
- Faltenwerfen der Zunge
- Rutschen der Zunge
- Druckstellen am Fußrücken
- Anpassfähigkeit des Schuhs durch das Schnürsystem
- Unterstützung der Stabilität durch das Schnürsystem
- Handhabung des Schnürsystems
- Dauer des Schnürvorgangs

3) Passform am Rückfuß und Beurteilung des Einstiegs in den Schuh (7 Items):

- Abpolsterung des Fersenbereichs
- Einschneiden der Fersenkappe

- Druckstellen am Rückfuß
- Abpolsterung am Innenknöchel
- Abpolsterung am Außenknöchel
- Schafthöhe am Innenknöchel
- Schafthöhe am Außenknöchel

4) Stabilität (11 Items):

- Stützung des Längsgewölbes
- Stützung des Quergewölbes
- Stabilität nach vorne
- Stabilität zur Seite
- Rutschen im Schuh
- Schwimmen im Schuh
- Schutz vor zu starker Supination
- Schutz vor zu starker Pronation
- Stabilisierung des Rückfußes
- Stabilisierung am Innenknöchel
- Stabilisierung am Außenknöchel

5) Fußklima, Dämpfung und Fußunterstützungsmöglichkeiten des Schuhs (11 Items):

- Vorfußdämpfung
- Rückfußdämpfung
- Sohlenflexibilität
- Tragegefühl des Schaftmaterials
- Tragegefühl der verwendeten Einlegesohlen
- Stützung des Fußgewölbes durch die Einlegesohlen
- Druckstellen durch die Einlegesohlen
- Luftdurchlässigkeit des Schuhs
- Temperatur im Schuh
- Schwitzen im Schuh
- Atmungsaktivität des Obermaterials/ Schweißtransport

6) Materialeigenschaften (19 Items):

- Sohlenhöhe im Vorfußbereich
- Sohlenhöhe im Rückfußbereich
- Sohlenbreite im Vorfußbereich
- Sohlenbreite im Rückfußbereich
- Griffigkeit des Schuhs auf trockenem Asphalt
- Griffigkeit des Schuhs auf nassem Asphalt
- Griffigkeit des Schuhs auf trockenem Rasen
- Griffigkeit des Schuhs auf nassem Rasen
- Griffigkeit des Schuhs in trockenem Gelände
- Griffigkeit des Schuhs in nassem Gelände
- Sohlenabrieb
- wasserabweisende Eigenschaften des Materials
- Haltbarkeit
- Verarbeitung der Nähte
- Verarbeitung des Schaftmaterials
- Verarbeitung der Sohle
- Formstabilität
- Einlegesohlen herausnehmbar
- Schuheignung für orthopädisch modifizierte Einlagen

7) Leistungsrelevante Items (6 Items):

- Unterstützung der Abstoßphase
- Unterstützung des natürlichen Abrollverhaltens
- Gewicht des Schuhs
- Griffigkeit des Schuhs auf trockenem Asphalt
- Griffigkeit des Schuhs auf trockenem Asphalt
- Vermittlung eines Gefühls für die Bodenbeschaffenheit
- Einschränkung der physiologischen Fußbeweglichkeit
- Einfluß auf die Schnelligkeit

2.2 Probanden

In einem gesonderten Abschnitt des Fragebogens wurde neben Alter, Körpergewicht, Größe und Schuhgröße eine gesundheitliche und eine sportliche Anamnese sowie eine subjektive Bewertung des Komfortbegriffs erhoben.

Ferner erfolgte eine klinische Untersuchung. Wegen Verwendung eines Schuhprototyps, der von der Firma adidas® zur Verfügung gestellt wurde, wurden nur Läufer mit Schuhgröße 42 2/3 ausgewählt. Die Erhebung dieser klinischen Daten war notwendig, um eventuell auftretende Varianzen bestimmter Items probandenspezifisch beurteilen zu können. Durch Einbezug dieser Daten ließ sich dann überprüfen, ob die Ausprägung bestimmter Items mit dem Testschuh oder anatomisch-pathologischen Besonderheiten des Läufers assoziiert war.

Ein Abdruck des Fragebogens zur Bestimmung der Probandeneigenschaften befindet sich im Anhang.

2.2.1 Sportliche Anamnese und Trainingsgewohnheiten

Folgende zwölf Items wurden zum Bereich der sportlichen Anamnese abgefragt:

- Sportarten neben Laufsport
- Dauer der Ausübung welcher Sportart
- Trainingsumfang der ausgeübten Sportarten (Anzahl der Einheiten und Zeitumfang pro Woche)
- Trainingsintensität
- Regelmäßigkeit des Lauftrainings
- Umfang des Lauftrainings (Anzahl der Einheiten und zurückgelegte Strecke pro Woche)
- Tageszeit des Lauftrainings
- Dauer der Trainingseinheiten
- Pro Trainingseinheit zurückgelegte Distanz
- Bodenbeschaffenheit der Hausstrecke (Asphalt, Waldweg, Feldweg, Tartanbahn oder sonstiges)
- Streckenprofil der Hausstrecke (eben oder hügelig)
- Typ des Lieblingslaufschuhs

2.2.2 Gesundheitliche Anamnese

Zur Erhebung der gesundheitlichen Anamnese wurden folgende neun Items abgefragt:

- orthopädische Erkrankungen im Bereich von
 - Wirbelsäule
 - Hüftgelenk
 - Kniegelenk
 - Sprunggelenk
 - Fuß
- Verletzungen in den o. g. Bereichen
- Beschwerden in den o. g. Bereichen
- Schmerzen beim Laufen, wenn ja wo?
- andere Beschwerden unabhängig vom Laufen in den o. g. Bereichen

Um die Lokalisation der pathologischen Vorgänge besser zu lokalisieren enthielt der Fragebogen im Anschluß Abbildungen des menschlichen Skeletts von Wirbelsäule, Hüfte, Bein sowie des Fußes in lateraler, plantarer und frontomedialer Ansicht.

2.2.3 Klinische Untersuchung der Probanden

Neben der Anamneseerhebung durch die Fragebögen erfolgte eine klinische Untersuchung der Probanden. Sie bezog sich auf die untere Extremität und die Wirbelsäule, da diese Körperregionen für den Langstreckenlauf aus sportmedizinischer Sicht die größte Relevanz haben. Neben der Inspektion der Wirbelsäule (Normalbefund, Skoliose, Kyphose, Lordose), des Beckenstands, der Beinachsen (Genu valgum, varum) mit Messung der Kondylen- und Malleolenabstände, der Mittelfußwölbung (Normalbefund, Pes planus, Pes cavus), des Vorfußes (Normalbefund, Pes metatarsus), der Rückfußstellung sowie der Zehen

(Normalbefund, Krallenzehen, Hallux valgus, sonst.) fand eine Messung der Bewegungsausmaße im oberen Sprunggelenk (Plantarflexion/ Dorsalextension), im unteren Sprunggelenk (Inversion/ Eversion), im Großzehengrundgelenk (Plantarflexion/ Dorsalextension) und eine Untersuchung der Kleinzehengelenke auf Bewegungseinschränkung statt. Abschließend wurde der Laufstil der Probanden bestimmt (Typ Fersen- oder Vorfußläufer).

2.3 Verwendete Laufschuhtypen

2.3.1 Aufbau eines modernen Laufschuhs



Abb. 2.1 moderner Laufschuh

Der Aufbau des modernen Laufschuhs richtet sich nach den Anforderungen, die an ihn gestellt werden. Zunge mit Schnürung, Quartier, Blatt und die Fersenkappe sind im wesentlichen für die Fixierung des Schuhs vorhanden. Bedenkt man, daß der auf die Gelenke Aufpralldruck in Abhängigkeit von der Laufgeschwindigkeit das drei- bis fünffache des Körpergewichts ausmachen kann, kommt der Sohle als Dämpfungselement zentrale Bedeutung zu. Grundsätzlich besteht die Sohle aus Laufsohle und Zwischensohle. Für die Herstellung der Zwischensohle verwendet die Sportindustrie die Kunststoffe Polyurethan (PU) oder Ethylenvinylacetat (EVA). EVA ist der leichtere und besser dämpfende Werkstoff, wohingegen PU der bessere Haltbarkeit verspricht. Neben diesen Materialeigenschaften macht man sich den Einbau von Systemen wie Luftpolstern, Wabenstrukturen oder einzelnen EVA-Elementen für die Dämpfung zu nutze. Die Laufsohle besteht entweder aus leichtem, schlecht haltbarem geschäumtem Gummi oder aus besser haltbarem, schwererem

Karbondgummi. Gerade dort wo der Schuh am meisten belastet wird, entstehen die Kraftspitzen, womit hier die relativ größte Dämpfung benötigt wird. Der Hersteller löst diesen Konflikt durch schichtweise Anordnung der Materialien, wobei der belastungstragende und kontaktreiche Teil der Laufsohlenoberfläche dann mit dünnem aber haltbarem Karbondgummi besetzt wird. Abhängig von Preis und Einsatzbereich (Wettkampf oder Training sowie Bodenbeschaffenheit) variiert der Aufbau stark. Man unterscheidet je nach Einsatzbereich und Anatomie des Läufers fünf Laufschuhtypen.

Der wenig haltbare Wettkampfschuh nutzt die biomechanisch günstigen, gut dämpfenden Materialien EVA für die Zwischensohle und geschäumtes Gummi für die Laufsohle.

Der sogenannte Trailschuh für Lauf abseits von Bahn oder Asphalt zeigt starkes Profil an der Laufsohle, schafft Stabilität durch Verstärkung der medialen Zwischensohle (sogenannte Pronationsstütze), büßt jedoch durch seine guten Haltbarkeitsparameter an Dämpfungsqualität ein.

Der Stabilschuh (Synonym Motion Control Schuh) wirkt mit seiner medial durch PU oder sehr hartes EVA einer übermäßigen Pronation des Läufers entgegen. Die geschaffene Stabilität bringt durch das hierfür nötige Material mehr Gewicht und weniger Dämpfung mit sich. Er findet auch bei Läufern mit hoher Körpermasse Gebrauch. Der Stabilschuh wird entsprechend seiner Funktion auf einem geraden Leisten gefertigt.

Der normal abrollende Läufer nutzt den Cushioning Schuh, dessen Sohle auf einem runden Leisten gefertigt wird. Da der Schuh keine stabilisierenden Eigenschaften besitzen muß, ist die gesamte Zwischensohle aus leichtem, gut dämpfendem EVA gefertigt. 3 – 5 % aller Läufer weisen Hohlfuß auf. Für den normalen Dämpfungsablauf nutzt der Körper die Pronation (Verlängerung des Verzögerungsweges führt zu Verringerung der auf die beteiligten Gelenke wirkenden Verzögerungskräfte, $F \sim -s$). Der beim Pes cavus in Supination stehende Calcaneus kann die dämpfende Pronation jedoch nur unzureichend ausführen, weshalb dieser Schuhtyp ebenfalls beim Hohlfußläufer Anwendung findet, um den Dämpfungsmangel auszugleichen. Umgekehrt ist dieser Schuhtyp bei stark pronierenden (Pes planus, Pes valgus) Läufern ungeeignet, da die dann erwünschte Stützung des Längsgewölbes durch die weiche mediale Zwischensohle nicht gegeben ist, weshalb diese Läufer den Stabilschuh nutzen sollten.

Der vollständig halber findet hier noch der preisgünstige Allroundschuh Erwähnung, der weder ausgeprägte stabilisierende noch dämpfende Eigenschaften aufweist. Unter Umständen wird er modischen Anforderungen besser gerecht, ist für den leistungsorientierten und regelmäßigen Läufer aber nicht empfehlenswert.

2.3.2 Aufbau und Eigenschaften der Test-und Lieblingsschuhe

Der bei der Studie verwendeten Schuhe wurden von der Firma adidas™ zur Verfügung gestellt (Firmenbezeichnung „The tremor“), Schuh 1 erhielt im Gegensatz zu Schuh 2 einen modifizierten Leisten und war ansonsten baugleich. Schuh 2 ist der Kategorie Cushioning zuzuordnen.



Abbildung 2.2 Testschuh 1 und 2 im Vergleich (rechtes Bild: links Testschuh 2, rechts Testschuh 1)

Die in Tab. 2.1 dargestellten Schuhparameter entstanden in einer parallel durchgeführten Studie an der selben Stichprobe von Probanden und Schuhen. Sie sind der Vollständigkeit halber und als objektive Referenzwerte für die subjektive Wahrnehmung aufgeführt, da sich die anschließende Diskussion teilweise auf diese Informationen hierauf beziehen wird.

		Test-schuh 1	Test-schuh 2	Mittelwert Lieblings- laufschuh	SD Lieblings- laufschuh
Außen- maße	Gewicht [g]	332	339	347	340,7
	Gesamtlänge außen [mm]	280,4	286,3	-	-
	Maximale Schuhhöhe [mm]	89,2	97,2	-	-
Innenmaße	Innenschuhlänge [mm]	265,0	265,0	263,5	5,95
	Spannumfang [mm]	267,7	266,4	-	-
	Vorfußbreite [mm]	99,4	96,3	97,5	1,95
	Höhe Zehenraum [mm]	37,2	43,2	44,4	1,35
	Ballenumfang [mm]	247,0	258,9	247,4	4,43
Sohle	Dicke der Vorfußsohle [mm]	15,5	16,3	14,6	2,68
	Dicke der Rückfußsohle [mm]	23,6	26,9	26,5	3,7
	Sprengung [mm]	8,2	10,6	11,9	2,93
Dämpfung	Grundsteifigkeit der Vorfußsohle 200-400 N/mm [N/mm]	164	166	178	41,98
	Grundsteifigkeit der Rückfußsohle 200-400 N/mm [N/mm]	85	97	99	21,07
	Funktionelle Steifigkeit der Vorfußsohle 1000-1500 N/mm [N/mm]	335	341	392	66,29
	Funktionelle Steifigkeit der Rückfußsohle 1000-1500 N/mm [N/mm]	195	179	211	53,88
	Energieverlust Vorfußsohle [%]	34,9	35,4	38,0	4,6
	Energieverlust Rückfußsohle [%]	37,9	38,0	40,1	4,4
Flexions- und Torsionssteifigkeit	Flexionssteifigkeit der Vorfußsohle [N/mm]	7,4	8,5	5,2	1,7
	Energieverlust bei Flexion [%]	38,7	41,2	42,3	4,07
	Flexionssteifigkeit Performance Plate [N/mm]	31,0	32,8	18,1	5,06
	Energieverlust Performance Plate [%]	36,0	36,7	36,8	3,7
	Torsionssteifigkeit Inversion [Nm/°]	0,29	0,31	0,25	0,051
	Torsionssteifigkeit Eversion [Nm/°]	0,37	0,38	0,30	0,076

Tab. 2.1 Darstellung der Abmessungen und Materialparameter der Testschuhe und der Lieblingsschuhe (SD und Mittelwert).

2.4 Statistik

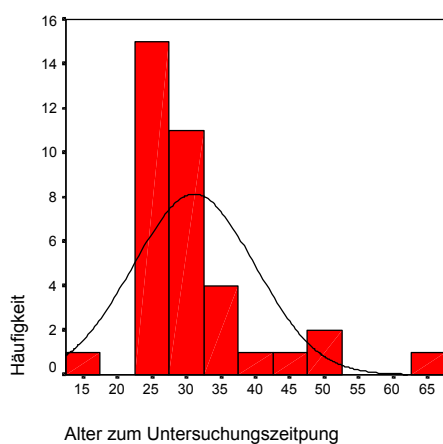
Neben den gängigen Signifikanztests (Mann-Whitney-U-Test, Chi-Quadrat-Test) kam eine einfaktorielle Varianzanalyse (ANOVA) zum Einsatz.

3. Ergebnisse

3.1 Probanden

3.1.1 Alter, Körpergröße und Gewicht der Probanden

In den folgenden Abbildungen 3.1.1-4 ist die Verteilung der von Alter, Körpergröße, Masse, ferner der daraus resultierende Body Mass Index zum Untersuchungszeitpunkt $t = 0$ dargestellt.



Altersverteilung [n=36]

Mittelwert: 31,25 Jahre

Median: 28 Jahre

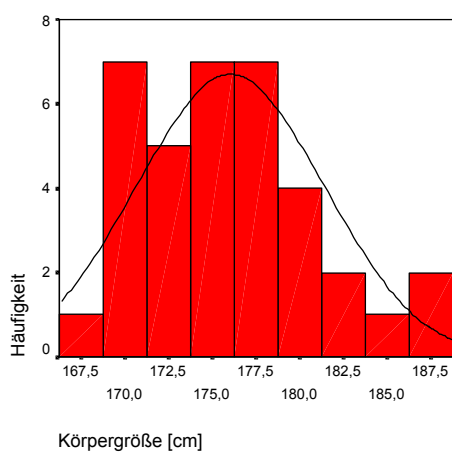
Minimum: 16 Jahre

Maximum: 64 Jahre

Spannweite: 48 Jahre

Standardabweichung: 8,91

Abb. 3.1.1 Altersverteilung der Stichprobe



Verteilung der Körpergröße [n=36]

Mittelwert: 176 cm

Median: 175 cm

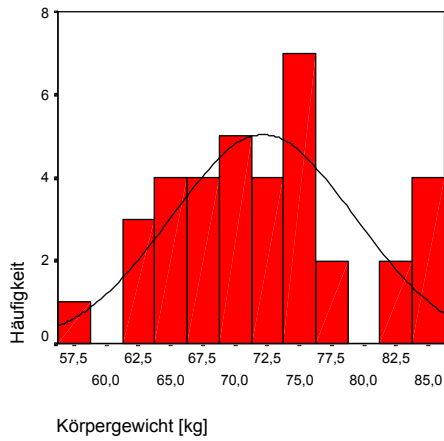
Minimum: 168 cm

Maximum: 188 cm

Spannweite: 20 cm

Standardabweichung: 5,56

Abb. 3.1.2 Körpergrößenverteilung der Stichprobe



Gewichtsverteilung [n=36]

Mittelwert: 72,2 kg

Median: 72,0 kg

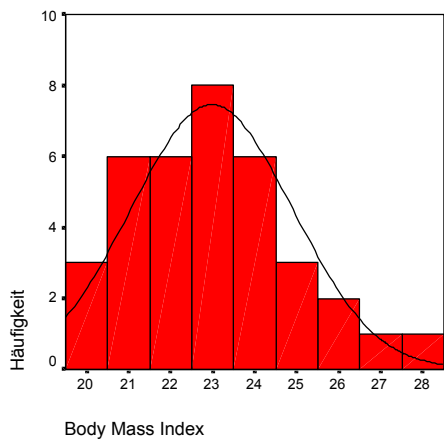
Minimum: 58,0 kg

Maximum: 85,0 kg

Spannweite: 27 kg

Standardabweichung: 7,12

Abb. 3.1.3 Gewichtsverteilung der Stichprobe



Verteilung des Bodymass Index [n=36]

Mittelwert: 23,2 kg/m²

Median: 23,1 kg/m²

Minimum: 20,1 kg/m²

Maximum: 27,9 kg/m²

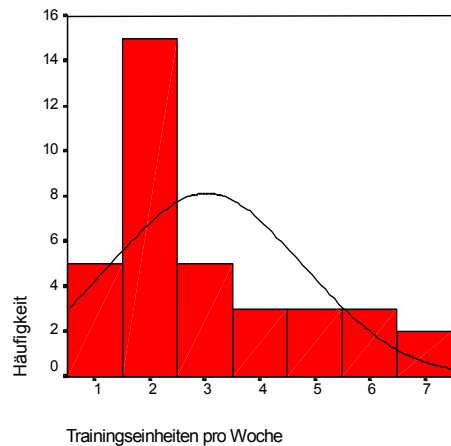
Spannweite: 7,8 kg/m²

Standardabweichung: 1,92

Abb. 3.1.4 BMI der Stichprobe

3.1.2 Trainingsstruktur der Probanden

Die Abbildungen 3.1.5-8 zeigen die Trainingsstruktur der Probanden.



Trainingseinheiten Laufsport (TE) pro Woche [n=36]

Mittelwert: 3,0 TE/Woche

Median: 2 TE/Woche

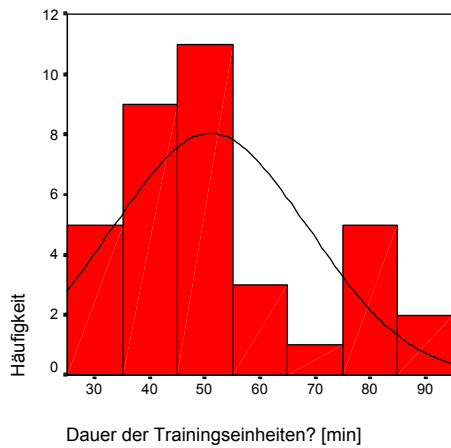
Minimum: 1 TE/Woche

Maximum: 7 TE/Woche

Spannweite: 6 TE/Woche

Standardabweichung: 1,76

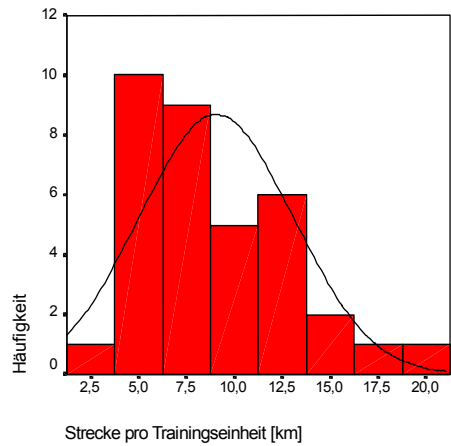
Abb. 3.1.5 Lauftrainingseinheiten pro Woche



Verteilung der Trainingsdauer beim Laufsport
[n=36]

Mittelwert: 51 min
Median: 45 min
Minimum: 30 min
Maximum: 90 min
Spannweite: 60 min
Standardabweichung: 17,84

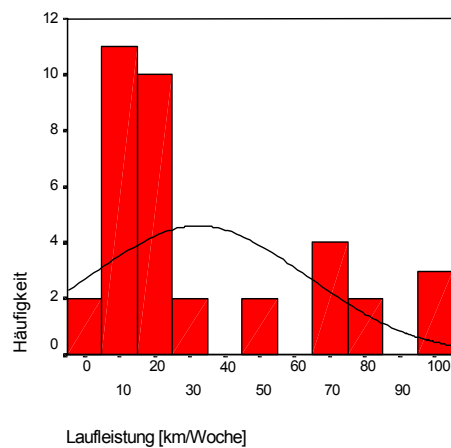
Abb. 3.1.6 Dauer der Trainingseinheiten



Verteilung der Laufstrecke pro Trainingseinheit
[n=36]

Mittelwert: 9,1 km
Median: 8 km
Minimum: 4 km
Maximum: 20 km
Spannweite: 16 km
Standardabweichung: 3,92

Abb. 3.1.7 Zurückgelegte Distanz pro Trainingseinheit



Verteilung der Laufstrecke pro Woche [n=36]

Mittelwert: 32,5 km/Woche
Median: 15 km/Woche
Minimum: 5 km/Woche
Maximum: 100 km/Woche
Spannweite: 95 km/Woche
Standardabweichung: 31,03

Abb. 3.1.8 Zurückgelegte Distanz pro Woche

Bei allen Probanden handelte es sich um langjährige Laufsportler, die regelmäßig trainierten. Bezüglich des abgefragten Items Trainingsintensität (leistungsorientiertes oder hobbymäßiges Laufen) wurde eine Einteilung anhand der zurückgelegten Distanz pro Woche durchgeführt. Etwa ein Drittel der Stichprobe (n=11) legte durchschnittlich über 50 km/ Woche zurück und wurden damit als leistungsorientiert definiert. Die anderen zwei Drittel blieben im Mittelwert unter dieser Schwelle und wurden somit als Hobbyläufer eingestuft. Anzumerken ist ferner, daß vier Läufer (11,1%) neben hauptsächlich betriebenen Ballsportarten das Laufen nur zum Ausgleich betrieben. 26 Probanden (72,2%) gaben an, daß sie im wesentlichen auf hügeligen Strecken trainierten, 11 Probanden (27,8%) bevorzugten ein ebenes Streckenprofil. Bezüglich des Untergrundes der Hausstrecke ergab sich, daß der überwiegende Teil (n= 26, 72,2%) auf Wald- und Feldwegen trainierte. Der kleinere Anteil (n=9, 25%) bestand aus Asphaltläufern. Ein Läufer (2,8%) bevorzugte die Tartanbahn.

3.1.3. Ergebnisse der klinischen Untersuchungen

3.1.3.1 Vorerkrankungen

Nichttraumatische Vorerkrankungen der Wirbelsäule berichteten 8 Läufer (22,2%). Ähnlich häufig wurden Erkrankungen des Knies (9 Läufer, 25,0%) angegeben. Erkrankungen der Füße wurden von 5 Läufern (13,9%) berichtet. Selten lagen nichttraumatische Erkrankungen von Hüfte (6,6%) und Sprunggelenk (8,3%) vor. Eine Verletzung der unteren Extremität, die jedoch länger als 24 Monate zurücklag, wurde von 20 Probanden (55,6%) angegeben. 9 Läufer (25,0%) berichteten über Schmerzen des Stütz- und Bewegungsapparates unabhängig vom Laufen. 20 Läufer (55,6%) gaben zeitweise Schmerzen beim Laufen an, wobei es sich ausschließlich um Beschwerden an Knie- und Sprunggelenken handelte.

3.1.3.2 Anthropometrische Daten und Laufstil

Als Langstreckenläufer handelte es sich mit Ausnahme von Proband Nr. 22 bei allen untersuchten um Fersenläufer, die nach primärem Bodenkontakt am Rückfuß einen Abrollvorgang über den Fuß durchführen. Proband Nr. 22 war ein sogenannter Vorfußläufer, der den primären Bodenkontakt am Vor- und Mittelfuß wählt, wodurch kein Abrollvorgang im eigentlichen Sinne zustande kam. Dieser Proband wurde von

der vergleichenden Bewertung ausgeschlossen. Abb. 3.2.5 zeigt die Verteilung der erhobenen Fußmaße.

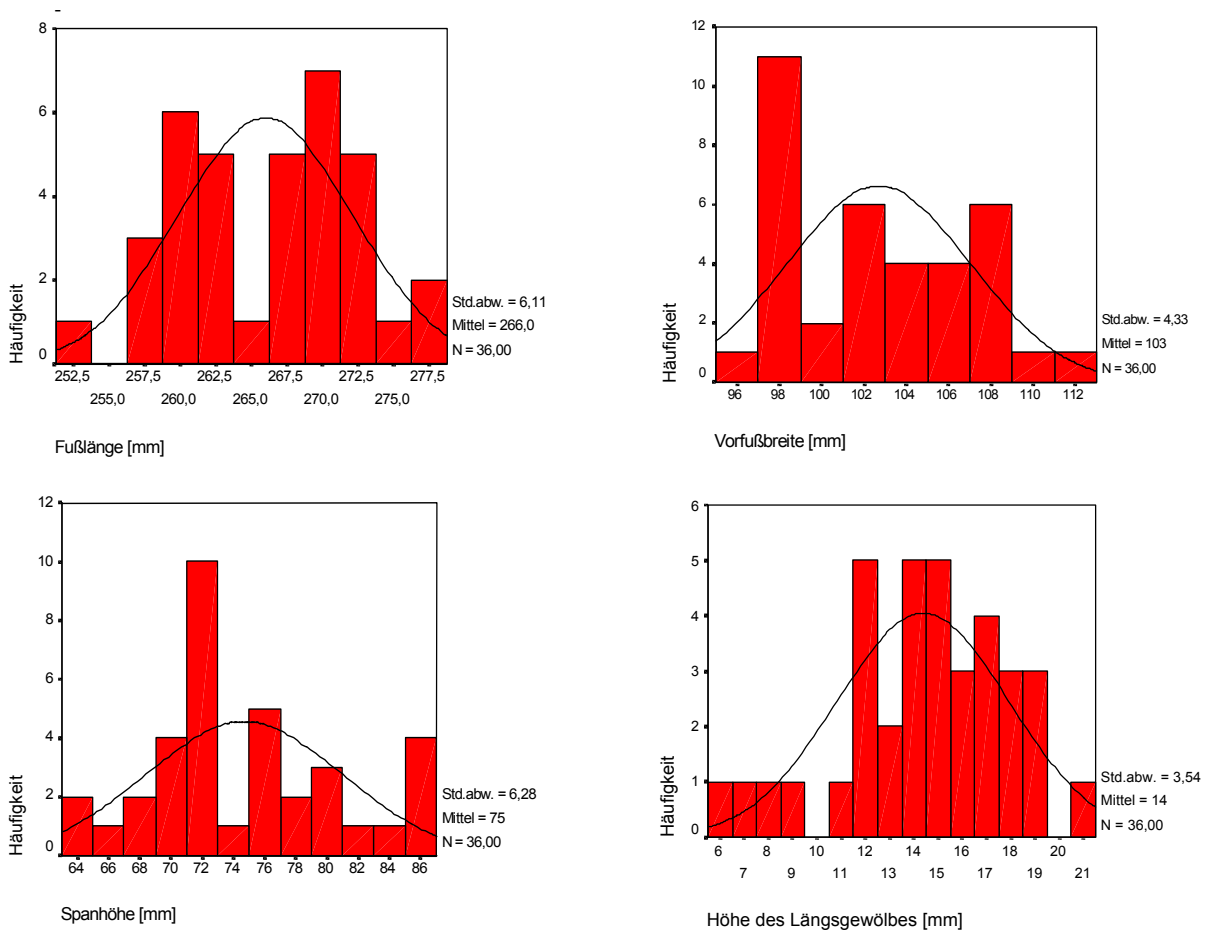


Abb. 3.1.9 Verteilung der Fußmaße

3.2 Vergleichende Bewertung der Schuhe

Die hier im Vergleich dargestellten Ergebnisse beziehen sich auf den Zeitpunkt vier Wochen nach Anprobe der Schuhtypen 1 und 2 und den jeweils unterschiedlichen Tragezeitpunkt des Lieblingsschuhs.

3.2.1 Passform und Schnürsystem

Am Vorfuß ergab die Beurteilung der Passform bezüglich Raum und Druckstellen keine signifikanten Unterschiede zwischen den drei Schuhtypen. Ebenso verhielt es sich mit Druckstellen am Fußrücken.

Beim Lieblingsschuh wurden jedoch häufig das den Mittelfuß betreffende drückende Schnürsystem sowie das Rutschen, Faltenwerfen und die mangelnde Abpolsterung der Zunge kritisiert.

Am Schnürsystem aller drei Schuhtypen wurde die Handhabung und Schnelligkeit kritisiert, was mit den ebenfalls als zu lang eingestuften Schnürsenkeln korrelierte. Wenn auch beim Lieblingsschuh in nur 10 Fällen die Schnürsenkel als zu lang eingestuft wurden, wurde die Handhabung des Schnürsystems dennoch in 19 Fällen als optimal eingestuft. Analog zeigte sich eine gute Beurteilung der Anpassung des Schnürsystems bei allen drei Schuhtypen, was wiederum nicht mit den als zu lang eingestuften Schnürsenkeln und dem als langsam beurteilten Schnürsystem in Zusammenhang gebracht werden konnte.

Die Beurteilung der Passform des Rückfußes zeigte bezüglich Schafthöhe am Innen- und Außenknöchel, Druckstellen im Fersenbereich und Einschneiden der Fersenkappe in die Achillessehne keine signifikanten Unterschiede zwischen den drei Schuhtypen im Chi-Quadrat-Test. Nur in einzelnen Fällen kam es hier zum Einschneiden der Fersenkappe und Druckstellen im Fersenbereich. Die Abpolsterung am Innen- und Außenknöchel wurde hingegen unterschiedlich beurteilt.

3.2.2 Stabilität

Die abgefragten Stabilitätsmerkmale zeigten nur in wenigen Fällen signifikante Unterschiede. Gewichtet man alle Stabilitätsmerkmale gleich, wird Testschuh 1 am besten bewertet. Keine signifikanten Unterschiede waren beim Schutz vor übermäßiger Pro- und Supination feststellbar. Zumindest ein Trend zu unterschiedlicher Bewertung war beim Rutschen und beim Schwimmen im Schuh erkennbar ($p=0,07$, Chi-Quadrat-Test) sowie bei der Fersenstabilisierung ($p=0,07$). Die stabilisierende Wirkung der Schuhe am Innen- und Außenknöchel wurde signifikant unterschiedlich beurteilt ($p=0,02$ bzw. $0,01$).

3.2.3 Dämpfung, Fußunterstützung und Schuhklima

Für die Merkmale Vor- und Rückfußdämpfung, Schuhtemperatur, Schwitzen im Schuh, das Tragegefühl und die Druckstellen der Einlegesohlen wurden keine signifikanten Unterschiede festgestellt. Ebenso beurteilten die Probanden die Stützung des Fußgewölbes durch die Einlegesohlen, bei allen drei Schuhtypen wurden die Einlegesohlen aber oft als zu weich und fast nie als zu hart eingeschätzt.

Die Items Atmungsaktivität des Obermaterials und die Luftdurchlässigkeit des Schuhs zeigten Unterschiede zwischen den Testschuhen und dem Lieblingsschuh. Jeweils 10 Probanden bezeichneten die Belüftung und die Atmungsaktivität des Obermaterials bei den Testschuhen als unzureichend. Auffällig ist, daß 15 Läufer ihren Lieblingsschuh als nicht ausreichend belüftet bezeichnen, während nur 5 von ihnen die Atmungsaktivität des Obermaterials kritisieren.

Die Sohlenflexibilität zeigt einen Trend zu unterschiedlicher Beurteilung ($p=0,06$, Chi-Quadrat-Test). Die nahezu identische Gruppe von Läufern bemängelt eine zu weiche Sohle an den Testschuhen, was beim Lieblingsschuh nicht zu beobachten war. Der Mann-Whitney-U-Test ergab einen signifikanten Zusammenhang zwischen Läufern, die eine zu weiche Vorfußsohle angaben und einem häufig vorkommenden Pes metatarsus ($p=0,01$) mit abgesunkenem Längsgewölbe ($p=0,02$) bei diesen Läufern.

3.2.4 Material

Die Griffigkeit der Sohle auf trockenem Untergrund wurde bei allen Schuhtypen als gut eingeschätzt. Allerdings kritisierten 13 Probanden die schlechte Griffigkeit ihres Lieblingsschuhs auf trockenem Rasen. Die Beurteilung der Haftung des Schuhs auf nassem Untergrund zeigte keine Unterschiede zwischen Schuh 1 und Schuh 2, der Lieblingsschuh wurde wiederum etwas schlechter beurteilt. Die Sohlenhöhe und die Sohlenbreite wurden von allen Probanden ohne signifikante Unterschiede beurteilt. Der größte Teil der Probanden schätzte diese Items als optimal ein. Der Sohlenabrieb der verwendeten Schuhe zeigte ebenfalls keine signifikanten Unterschiede, wobei der überwiegende Teil der Läufer den Abrieb als mittel bis hoch einschätzte. Auch bei den übrigen Items Haltbarkeit, Verarbeitung und Formstabilität ergaben sich keine signifikanten Unterschiede.

3.2.5 Leistungsrelevante Items/Performance

Die Bewertung der Unterstützung der Abstoßphase zeigte keine signifikanten Unterschiede zwischen den Schuhen. Ebenso wurden die Einschränkung der Fußbeweglichkeit und das Gewicht der Schuhe ohne signifikante Unterschiede bewertet, 5 Läufer kritisierten das zu hohe Gewicht der beiden Testschuhe.

10 Probanden gaben an, den Eindruck zu haben, mit ihrem Lieblingsschuh schneller als mit anderen Schuhen laufen zu können, beim Testschuh 1 waren dies nur 7 und

bei Testschuh 2 nur 3 Probanden. Das Gefühl für die Bodenbeschaffenheit wird bei allen Schuhtypen etwa gleich bewertet, etwa zwei Drittel der Probanden bescheinigen den Schuhen hier gute bis optimale Eigenschaften.

Zumindest ein Trend zu unterschiedlicher Beurteilung besteht bei der Bewertung der Unterstützung des natürlichen Abrollverhaltens. 19 Läufer bezeichnen diese Eigenschaft bei Testschuh 1 als nur mittel bis wenig ausgeprägt, 17 Läufer bemängelten dies bei Testschuh 2, wohingegen nur 12 Läufer ihren Lieblingsschuh als schlecht abrollend bewerteten. Der Mann-Whitney-U-Test zeigte bei diesen Probanden eine signifikante Häufung ($p=0.01$) von Fehlstellungen der Großzehe (Hallux valgus, Hallux valgus interphalangeus).

3.3 Bewertung der Schuhe im zeitlichen Verlauf

Die Beurteilung dieser Items bezieht sich nur auf die Testschuhe 1 und 2, da sich für den Lieblingsschuh kein zeitlicher Testrahmen schaffen ließ.

3.3.1 Passform und Schnürsystem

Die Beurteilung des Raumes der Großzehe in der Höhe und in der Weite wird bei der Anprobe von Testschuh 1 als zu groß eingeschätzt und nach vier Wochen eher als zu eng in der Weite beurteilt. Testschuh 2 zeigte kaum zeitliche Veränderungen, ihm wurde aber ebenfalls von 7 Probanden zu viel Raum im Bereich der Großzehe beigemessen.

Der Raum für die Kleinzehen bei Anprobe zeigt beim Testschuh 1 eine zu hohe und weite Bewertung wohingegen Testschuh 2 eher zu niedrig und zu eng eingeschätzt wird.

Die Gesamtweite im Zehenbereich beider Testschuhe wird nach 4 Wochen von 8 Läufern als unzureichend beurteilt, wobei eine signifikante Zunahme feststellbar ist. Die Einschätzung des gleichguten Passens beider Testschuhpaare blieb über den Zeitraum konstant.

Während die Beurteilung der Gesamtweite im Vorfußbereich beider Schuhtypen weitgehend konstant blieb, beurteilten ein sechstel der Probanden die Gesamtweite von Testschuh 1 nach 4 Wochen als zu schmal, bei Anprobe wurde dies nur von einem Läufer bemängelt. Testschuh 2 blieb in der Beurteilung der Vorfußbreite absolut konstant.

Die Items Druckstellen im Vorfuß- und Zehenbereich zeigten über den Zeitraum keine signifikanten Veränderungen.

Die abgefragten Merkmale des Mittelfußes blieben weitgehend konstant. Bei Testschuh 2 bemängeln einige Probanden bei Anprobe eine unzureichende Abpolsterung der Zunge sowie ein drückendes Schnürsystem, was nach 4 Wochen nicht mehr der Fall ist.

Während die Anzahl der Probanden, welche die Anpassung des Schnürsystems als optimal bezeichnen bei beiden Schuhtypen 28 auf 32 zunimmt, sinkt die Anzahl derer, welche die Handhabung des Schnürsystems als optimal bezeichnen, wobei die Anzahl der Kritiker der Schnurlänge über den Befragungszeitraum etwa konstant bleibt. Bei beiden Modellen meinten nach 4 Wochen 14 Probanden, daß sich der Schuh nicht schnell schnüren ließe, was nahezu einer Verdoppelung im Vergleich zum Anprobezeitpunkt entspricht.

Die zu beurteilenden Rückfußmerkmale Schafthöhe, Druckstellen, Abpolsterung und das Einschneiden der Fersenkappe verhielten sich nahezu konstant. Bei beiden Schuhen wurde zum Anprobezeitpunkt die Abpolsterung von Innen- und Außenknöchel von einigen Probanden als ungenügend bezeichnet. Nach 4 Wochen wurde die Abpolsterung dann von fast allen Läufern als ausreichend eingestuft.

3.3.2 Stabilität

Testschuh 2 zeigte eine Zunahme von 9 auf 15 Probanden, welche die unzureichende Stützung des Längsgewölbes kritisierten sowie eine Zunahme von 16 auf 20 Läufer, welche die Stützung des Quergewölbes bemängelten.

7 statt 3 Probanden zum Anprobezeitpunkt kritisierten nach 4 Wochen den Verlust der Stabilität nach vorne beim Testschuh 2. Die Stabilität zur Seite sowie das Rutschen im Schuh zeigte über den Befragungszeitraum keine nennenswerten Veränderungen. Bei beiden Testschuhen gaben am Ende der Befragung weniger Probanden an, im Schuh zu schwimmen. Testschuh 1 wurde nach 4 Wochen von 10 Probanden ein ungenügender Schutz vor Supination beigemessen, während dies bei Anprobe nur 3 Probanden waren (signifikant mit $p=0,04$). Ebenso kam es zur Zunahme der Kritiker des Pronationsverhaltens von 2 auf 6 beim Testschuh 1.

3.3.3 Dämpfung, Fußunterstützung, Klima

Fast alle der abgefragten Items zeigten keine wesentlichen Veränderungen über den Zeitraum. 8 bzw. 10 Probanden schätzten die Stützung des Fußgewölbes durch die Einlegesohle von Testschuh 1 bzw. 2 zu Beginn als zu weich ein, nach 4 Wochen waren es 12 bzw. 14. Ferner kam es zu einer deutlichen Zunahme der im Schuh schwitzenden Läufer von 7 auf 20 bei Testschuh 1 und von 8 auf 19 bei Testschuh 2. Erwartungsgemäß erhöhte sich auch die Zahl der Läufer, welche die Temperatur im Schuh als zu heiß einstufen von 6 auf 11. Die Anzahl der Läufer, welche die Luftdurchlässigkeit kritisierten, verdoppelte sich im Befragungszeitraum, ebenso kam es zu einer deutlichen Zunahme der Kritiker der Atmungsaktivität des Obermaterials bei beiden Testschuhen (signifikant mit $p=0,05$, Chi-Quadrat-Test).

Die bei Anprobe von Testschuh 1 bei 3 Läufern durch die Einlegesohlen aufgetretenen Druckstellen waren am Ende der Befragung nicht mehr vorhanden.

3.3.4 Material

Die Beurteilung der Materialmerkmale im zeitlichen Verlauf bezieht sich auf die Befragungszeitpunkte nach 1 Woche und nach 4 Wochen, da bei Anprobe in den meisten Fällen keine angemessene Einschätzung dieser Parameter möglich war. In einigen Fällen war eine Bewertung auch erst nach 4 Wochen möglich, da beispielsweise nicht alle Probanden in der Lage waren, nach 1 Woche die Griffigkeit auf nassem Rasen zu beurteilen. So zeigten die beurteilbaren Items der Griffigkeit auf verschiedenen Oberflächen keine signifikanten Veränderungen über den Zeitraum. Die Anzahl der Läufer, welche die Schuhe als wasserabweisend einschätzten nahm über den Zeitraum deutlich ab, hier muß sicher auch an nicht vorhandene „nasse“ Testbedingungen gedacht werden. Die Bewertung von Haltbarkeit, Formstabilität und Verarbeitung zeigt ebenso keine signifikanten Veränderungen bei Testschuh 1 und 2.

Bei beiden Testschuhen kam es aber zu einer deutlichen Zunahme der Probanden, welche die Sohle im Vorfußbereich als zu hoch einschätzten. Bei Testschuh 2 kam es ebenso zu einer Vermehrung der Kritiker der Sohlenhöhe des Rückfußbereichs.

3.3.5 Leistungsrelevante Items / Performance

Das Gewicht des Schuhs und die Einschränkung der Fußbeweglichkeit wurden nahezu konstant beurteilt. Bei Testschuh 1 nahm die Zahl der Probanden, die das Gefühl für die Bodenbeschaffenheit als optimal oder gut einschätzten von 16 auf 23

zu. Ferner stieg die Anzahl der Läufer, die Testschuh 2 keinen Einfluß auf die Schnelligkeit zuwiesen.

Bezüglich der Unterstützung der Abstoßphase kam es bei bei Testschuh 1 zu einer Zunahme der Läufer von 7 auf 16 ($p=0,02$, Chi-Quadrat-Test), die dies verneinten. Bei Testschuh kam es zu einer Zunahme von 7 auf 15 ($p=0,01$).

Ferner zeigte sich eine signifikant schlechtere Beurteilung des natürlichen Abrollverhaltens von Testschuh 2 im Gegensatz zu Testschuh 2 ($p=0,01$).

4. Diskussion

4.1 Problematik der subjektiven Datenerhebung

Die Untersuchung zielte darauf ab, die Zusammenhänge zwischen Fuß und Laufschuh hinsichtlich der Subjektivität ihrer Wahrnehmung zu beleuchten und das Zusammenspiel der beiden Systeme zu quantifizieren. Da sich Wahrnehmungen aber individuell unterscheiden, waren die Grenzen der Messbarkeit von Beginn offensichtlich. Zumindest ließ sich eine Messung auf Ordinalskalenniveau durchführen. Hierbei handelt es sich zum gegenwärtigen Stand der Forschung um die beste Form der Datenerhebung für subjektive Einschätzungen. Komfort wurde hierbei als „individuelle Funktionalität“ oder die Summe wünschenswerter Eigenschaften definiert, welche in fünf Hauptkategorien des Fragebogens (Passform, Stabilität, Dämpfung/ Fußklima sowie Materialeigenschaften und Performance) Platz fanden. Die Lieblingsschuhe der Probanden stellten zwar keine perfekten Laufschuhe dar, dennoch kann man davon ausgehen, daß sie dem Ideal des subjektiven Wohlbefindens wohl sehr nah kamen, womit die Ergebnisse ihrer Bewertung eine geeignete Referenz darstellten, um Komfort zu messen. Die bei Testschuh 1 vorgenommenen Veränderungen ermöglichten die gezielte Betrachtung der Wahrnehmung der veränderten Leisteneigenschaften sowohl im zeitlichen Verlauf als auch im direkten Vergleich. Leistungspsychologen und Leistungsphysiologen untersuchen seit langem die Wahrnehmung und Bedeutung subjektiver Eindrücke. Auch die klinische Forschung zeigt in diesem Bereich ein steigendes Interesse [41;42]. Die Subjektivität von Laufbelastungen fand hingegen bisher nur wenig Beachtung [52;82;98]. Erstaunlicherweise zeigt die Auswertung der eigenen Ergebnisse nur wenige signifikante Unterschiede zwischen den Testschuhen 1 und 2, wobei mehrere gemessene Parameter diesbezüglich zumindest einen Trend zeigen. Mitunter sind die geringen Differenzen mit der schlichten Unfähigkeit zur differenzierten Wahrnehmung von Laufschuhparametern erklärbar. Milani et al. (1997) [52] zeigten, daß Läufer nicht zuweisbare Laufschuheigenschaften einfach in den Gesamteindruck einfließen ließen. Hennig et al. (1996) [33] zeigten, daß Läufer Unterschiede von Sohlenhärten erst dann bewußt wahrnehmen konnten, wenn der Kraft-Weg-Quotient der funktionellen Sohlensteifigkeit um mehr als den Faktor 6 voneinander abwich. Ferner ist davon auszugehen, daß das Konstruktionsniveau der Lieblings- und Testschuhe bereits sehr hoch war und auf eine jahrelange Entwicklungserfahrung mit

entsprechendem objektivem und subjektivem Feedback zurückgreifen konnte. Enorme Abweichungen von dem allgemein ermittelten und als gut anerkannten Tragegefühl der Laufschuhe waren daher bei dieser als repräsentativ angesehenen Stichprobe von 36 Läufern nicht zu erwarten.

Zusätzlich sollte man das bei allen Befragungen auftretende psychologische Phänomen der Beantwortung im Sinne der „sozialen Erwünschtheit“ in Betracht ziehen.

Zielstellung weiterer Untersuchungen sollte daher sein, die wahrnehmbaren Parameter der heute gängigen Laufschuhkonstruktionen genauer zu beleuchten und ihre möglichen Zusammenhänge mit physikalischen Eigenschaften darzustellen.

4.2 Propriozeption und aktive Dämpfung

Zweifelsohne ist das Gelenk als Kraftmittler beim Laufvorgang besonderen Belastungen ausgesetzt. Lange ging man davon aus, daß Vibrationen [70;74;96;97] und zyklische Lastwechsel [12], wie sie beim Laufen auftreten, für Gewebeschäden verantwortlich sind. Die beim Laufen auftretenden hohen Stoßbelastungen wurden zudem als Ursache für lauftypische Verletzungen oder Beschwerden angesehen [54;61]. Sportschuhkonstruktionen versuchten diesen Risiken mit Dämpfungssystemen gerecht zu werden. Die Einführung von Begriffen wie „cushioning“ oder „gel“ unterstrich die neue Rolle der Dämpfung im Laufsport. Dämpfung wurde so zur wichtigsten Schuheigenschaft erhoben, der sowohl Leistungssteigerung als auch Schutz vor pathologischen Veränderungen zugeschrieben wurde. Viele bisher angestellte Untersuchungen zum Thema Laufschuhe bezogen sich daher auf die als essentiell angesehene Dämpfung [32;81]. Frederick (1986) [27] konnte jedoch zeigen, daß die dargestellten pathologischen Veränderungen nicht notwendig mit den auftretenden Stoßbelastungen zusammenhängen, sondern auch andere Einflüsse zum Tragen kamen, was die Bedeutung der Sohlendämpfung stark relativierte. Zudem zeigten Untersuchungen von Cook (1985) [31], daß die Dämpfungskapazität eines Laufschuhs nach 200 km Laufstrecke bereits um 1/3 abgenommen hatte. Dieser Effekt zeigte sich auch bei der Untersuchung der Schuhe der eigenen Stichprobe, die Rückfußsohle als Hauptträger der Dämpfung zeigte nur 100 N/mm, im Vorfußbereich wurden noch 179 N/mm gemessen (Medianwerte). Da es sich um identische Materialien handelte, ist auch hier von Materialermüdung auszugehen.

Unter Dämpfung versteht man im physikalischen Sinne den Quotient aus Kraftänderung pro Wegänderung, zur Beschreibung der Dämpfung einer Sohle (Einheit: N/mm) verwendet man die Grundsteifigkeit (statisch) und die funktionelle Steifigkeit (dynamisch), die beim Laufvorgang von Bedeutung ist. Folglich reagiert eine steife Sohle mit wenig Höhenänderung auf Bodenreaktionskräfte. Die Biegeeigenschaften der Sohle werden durch die Flexions- und Torsionssteifigkeit beschrieben. Entsprechend sind die Innensohle und die Zwischensohle die entscheidenden Bauteile zur Einflußnahme auf die Schuhdämpfung.

Interessanterweise zeigte die Auswertung der eigenen Ergebnisse keinen Zusammenhang zwischen der subjektiven Bewertung der Sohlendämpfung und der Sohlensteifigkeit am Rückfuß, hingegen kam es zu einem signifikanten Zusammenhang zwischen der Wahrnehmung der Vorfußdämpfung und der funktionellen Steifigkeit in diesem Bereich. Die Unfähigkeit des Körpers Stoßwellen in einem Bereich von 8-25 Hz wahrzunehmen, wie sie beim Fersenaufprall auftreten, macht diesen Unterschied zwischen Vor- und Rückfußempfindung erklärbar [27].

Milani et al. (1997) [53] zeigten am Vorfuß zumindest einen Trend zu unterschiedlicher subjektiver Wahrnehmung von Spitzendrücken und das obwohl die verwendeten Sohlenhärten nur gering von einander abwichen. Unabhängig von der Wahrnehmung beschrieben Hennig und Milani (2000) [32] die plantare Druckmessung als einzigartiges Kriterium zur Beschreibung der Interaktion zwischen Körper, Schuh und Boden.

Interessanterweise scheinen pathologische Fußformen die Wahrnehmung von Drücken am Vorfuß ebenso zu beeinflussen wie die Dämpfung des Schuhs. Die Faktorenanalyse der parallel angestellten kinematischen Untersuchung konnte zeigen, daß Lastrate, Druckverteilung und passive Kraftspitze eine ähnliche Varianz aufweisen und somit voneinander abhängen. Läufer mit Pes metatarsus zeigen erhöhte Spitzendrücke an den Metatarsalköpfchen II-IV mit entsprechend erhöhtem Druckempfinden. Die Messung zeigte eine verringerte passive Kraftspitze in diesem Bereich (signifikant bei Testschuh 2, Trend bei Testschuh 1). Zusätzlich zeigten diese Läufer ein verringertes Pronationsverhalten. Auch Läufer mit Pes planus und Pes cavus zeigen eine signifikant verringerte passive Kraftspitze. Es zeigen sich also keine Zusammenhänge zwischen der Sohlensteifigkeit und den auftretenden Bodenreaktionskräften. Die große Varianz der auftretenden Kräfte bei gesunden und pathologischen Fußformen zeigt die Fähigkeit des Körpers, die Dämpfung aktiv zu

beeinflussen. Da sich lediglich am Vorfuß eine geringe Wahrnehmungsfähigkeit der funktionellen Steifigkeit zeigte, kann gefolgert werden, daß die Einflußnahme auf die auftretenden Bodenreaktionskräfte unbewußt erfolgt und die Wahrnehmung einfach verhindert wird, da die den Sohlenparametern entsprechenden Kraft- und Druckspitzen durch aktive Dämpfung gar nicht erreicht werden und somit auch nicht wahrgenommen werden können. Beim Lieblingsschuh zeigt sich eine geringere Einflußnahme auf die Kraftspitzen, vermutlich durch Adaption an die Materialparameter. Die Gegenregulation der Dämpfung scheint also zusätzlich einem Lernprozess zu unterliegen.

Man ging lange Zeit davon aus, daß die auftretenden Bodenreaktionskräfte in erster Linie von Sohleneigenschaften abhingen [102]. Zahlreiche neuere Studien bestätigten aber den fehlenden Zusammenhang zwischen Sohlenparametern und Kräften [3;8-11;20;62;86;103]. Clarke [10;11] und Bates [3] stellten mit ihren Forschungsgruppen das Durchschlagen der Ferse als mögliche Erklärung dar, eine zu weiche Sohle würde ihrer Rolle als Dämpfungselement also gar nicht gerecht werden kann. Zahlreiche andere Studien erklären die fehlenden Einflüsse der Sohlenparameter auf die Belastung mit der aktiven Einflußnahme auf die Dämpfung [43;46;86;98;99]. Kersting (1999) [39] untersuchte den Einfluß verschiedener Sohlenhärten auf die Knochenstruktur des Calcaneus, es zeigten sich keine Zusammenhänge. Die probandenspezifischen passiven Kraftspitzen an der Ferse zeigten keine Abhängigkeiten zur Sohlenhärte. Nigg (2001) [59] beschreibt die passiven Druckspitzen als bloße neuromuskuläre Signale zur Stimulation der körperlichen Bewegungskontrolle – hohe Kraftspitzen führen zur Verminderung der Vibrationsbelastung des Gewebes im nächsten Gangzyklus. Dieses neue „Paradigma“ stellt die Rolle der Sohlendämpfung komplett in Frage.

Mehrere Mechanismen der körpereigenen Pufferung von Bodenreaktionskräften werden diskutiert. Liu und Nigg (2000) [47,64] konnten in diesem Zusammenhang zeigen, daß die Massenverteilung rigider und nicht rigider Anteile des Oberkörpers im Gegensatz zur unteren Extremität keinen Einfluß auf die passiven Kraftspitzen zeigt. Es liegt also nahe, daß Hüft-, Knie- und Sprunggelenk die wesentlichen Träger der aktiven Dämpfung sind [21;30;57]. Je nach Sohlenhärte steuert der Körper so mit der unteren Extremität die auftretenden passiven Kraftspitzen, die nur so hoch sein können, wie die vom Bewegungsapparat ausgehende Gegenkraft, indem er die Ferse weich aufsetzt [17;20;52] oder die Kniegelenkbeuge-geschwindigkeit variiert

[11]. Der Körper scheint die dämpfende Muskulatur wie eine Feder vorzuspannen, da er nicht in der Lage ist, auf die während der ersten 25 ms schnell wechselnden Kraftparameter zu reagieren. Zu weiche Sohlen scheinen die neuromuskuläre Stimulation zu verhindern [25], die nichtaktivierte körpereigene Regulation führt so zu unphysiologischen Bewegungsmustern [63]. Dickinson et al.(1985) [22] zeigten die Verdoppelung der Kraftspitzen bei Ermüdung, was ebenfalls als deutlicher Hinweis der aktiven Einflußnahme von Muskulatur auf die Dämpfung zu sehen ist. Willsson et al. (1999) [101] zeigten analog eine verminderte Fersenbelastung bei Ermüdung und eine gesteigerte Belastung des medialen Vorfußes. Ferner unterliegt die körpereigene Dämpfung genau wie die Wahrnehmung einer sehr großen individuellen Variabilität hinsichtlich der tolerierbaren Kräfte und Bewegungsumfänge [24;90]. Die untere Extremität verfügt neben muskulären Mechanismen über nicht rigide passive Strukturen wie Bänder, Sehnen und das plantare Fettpolster, um die beim Fersenaufprall frei werdenden Kräfte zu puffern. Der Pronation im unteren Sprunggelenk gilt allerdings wegen der anatomischen Nähe besondere Beachtung.

Der gesunde Läufer mit Pes rectus setzt die Ferse am lateralen Calcaneus auf und führt die Bewegung dann in Form einer Abrollbewegung nach medial über das Mittelfußgewölbe zum Vorfuß hin fort. Der Hauptabdruckpunkt der folgenden Abstoßbewegung liegt am distalen Köpfchen des Metatarsalknochens des ersten Strahls. Auch die Skelettanatomie entspricht dieser Bewegung mit entsprechend großen Knochen,- Muskel- und Bandstrukturen an den Stellen, wo Kraft- und Druckspitzen auftreten.

Nach dem Aufsetzen der Ferse kommt es zusätzlich zur sagittalen Abrollbewegung zu einer Pronationsbewegung, die für den Laufvorgang von essentieller Bedeutung ist. Hierbei kommt es zum Anheben des lateralen Fußrandes unter gleichzeitigem Drehen nach außen. Segesser und Nigg (1980) [84] bezifferten den beim Barfußlauf auftretenden Pronationswinkel mit ca. 7°.

Es konnte gezeigt werden, daß bestimmte Extensoren (M. tibialis anterior, Mm. extensores hallucis et digitorum longi) und Supinatoren (M. tibialis posterior) bei der Pronation exzentrisch belastet werden und eine erhöhte EMG-Aktivität aufweisen [29;43;99] wohingegen die Flexorenaktivität (M. triceps surae) deutlich niedriger lag. Die Pronation scheint also der Kontrolle dieser exzentrisch belasteten Muskulatur zu unterliegen. Dabei wird die Pronation der Fußwurzel vor allem durch die medial

ansetzenden Mm. tibiales ant. und post. gesteuert, Mittel- und Vorfußpronation unterliegen den Einflüssen des distalen Ansatzes des M.tibialis ant. sowie der Mm. extensores hallucis et digitorum longi. Die genannten Muskeln haben also die Funktion einer „Pronationsbremse“(Abb. 4.1).

Die beim Fersenaufprall entstehende Stoßbelastung (Kraft) ist proportional zur benötigten Verzögerung (negative Beschleunigung, Abbremsung, Dämpfung). Da die Verzögerung wiederum abnimmt, wenn der Bremsweg zunimmt, verringert die Pronation (Verlängerung der Fußbewegung) die auf den Rückfuß wirkende Stoßbelastung durch exzentrische Belastung der Muskulatur [31]. Fromme et al.(1997) [29] konnten zudem eine Zunahme des Pronationswinkels bei Ermüdung nachweisen. Die beschriebenen Muskelaktivitäten zeigen also klar, daß der Körper die auftretenden Stoßbelastungen durch Pronation aktiv verringert. Die Pronation ist wegen der anatomischen Zugehörigkeit zur Ferse neben Stoßdämpfung in Knie- und Sprunggelenk die wohl wichtigste Säule der aktiven Dämpfung des Körpers.



Abb. 4.1 „Pronationsbremse“ (linkes Bein) am Beispiel des M. tibialis posterior

Die Auswertung des Ergebnisse des Fragebogens sowie der parallel erfolgten kinematischen Datenerhebung zeigt keine Korrelationen zwischen subjektiver Wahrnehmung und den gemessenen physikalischen Parametern der Pronation. Ebenso zeigten sich keine signifikanten Unterschiede in der vergleichenden und zeitlichen Bewertung. Dieser fehlende Zusammenhang entspricht den Ergebnissen einer Studie der Zeitschrift Runner's World (2000) [26], die zeigen konnte, daß selbst Profiläufer nicht in der Lage waren, passive Supinations- und Pronationsbewegungen im Laufschuh mit geschlossenen Augen wahrzunehmen. Milani et al.(1997) [53]

konnten einen hochsignifikanten Zusammenhang zwischen Pronationsausmaß und tibialer Spitzenbeschleunigung aufzeigen, was daraufhin deutet, daß der Läufer den Pronationsvorgang als Stoß wahrnimmt – ein gedanklicher Ansatz, der gut mit der dargestellten Funktion als Kraftmittler in Einklang zu bringen ist. Weiterhin kann gefolgert werden, daß der Körper die Pronation zwar für die aktive Dämpfung nutzt, diese jedoch nicht bewußt wahrnimmt. Es zeigt sich also, daß gerade physikalische Datenerhebungen besondere Bedeutung als Referenz für subjektiv gewonnene Werte haben, für die Erfassung Dämpfung, Kraft und plantaren Druckverhältnissen sind sie besser geeignet, um einen Weg zu optimalen Laufschuheigenschaften zu finden. Kinetische und kinematische Untersuchungen der Pronation beziehen sich in der Regel auf die Bewegungen der *Articulatio subtalaris* (Winkelgeschwindigkeit, der maximale Pronationswinkel und der Zeitpunkt der maximalen Pronation) sowie die an der Ferse auftretende Stoßbelastung im Zusammenhang mit Schuhparametern und Anatomie. Kaelin et al. (1988) [36] beschrieben hochsignifikante Zusammenhänge zwischen Sohleneigenschaften (Härte, Geometrie) und dem Ausmaß der Gelenkbewegung, wohingegen die auf das Gelenk wirkenden Kräfte von den Sohleneigenschaften fast unbeeinflusst blieben. Unangemessene Sohlenparameter führen mitunter zu Erhöhung des Drehmoments [85;87] am Subtalargelenk. Das Gelenk reagiert hierauf mit drastischer Erhöhung seines Pronationswinkels und vermindert so durch Weiterleitung auf die Extensoren die auf das Gelenk wirkenden Bodenreaktionskräfte. Nigg et al (1988) [60;67] bestätigten diesen Einfluß der Sohle auf die Pronation und die ihr entgegenwirkenden Muskeln. Sohlenerhöhungen um 20mm zeigten eine Verdoppelung der auf den *M. tibialis posterior* wirkenden Kraft, die Belastung des unteren Sprunggelenks nahm nur um 10 % zu. Analog korreliert eine hohe funktionelle Steifigkeit der Sohle mit einer Zunahme der Pronationswinkelgeschwindigkeit. Untersuchungen von Klinkle, Graichen und Wolpert (1998) [40] zeigten beim barfüßigen Läufer eine deutlich verringerte Aktivität der exzentrisch belasteten Muskulatur gegenüber Läufern mit Schuhen. Schuhgeometrie und Sohle verstärken also über eine Erhöhung des Drehmoments am Subtalargelenk die Pronationswinkelgeschwindigkeit und den Pronationswinkel. Trotz Steigerungen dieser Faktoren um bis zu 200% scheint der Fuß nicht in der Lage zu sein, diese Änderungen wahrzunehmen. Läufer mit *Pes metatarsus* bemängelten signifikant häufig die zu hohe Flexibilität der Zwischensohle am Vorfuß, die parallel angestellte kinematische Untersuchung konnte zeigen, daß die

Pronation (später Zeitpunkt der maximalen Pronation) durch hohe Torsions- und Flexionssteifigkeit gehemmt wird. Wenig pronierende Schuhe werden im allgemeinen als stabil empfunden. Folglich zeigt sich in dieser Kritik ein vermehrtes Stabilitätsbedürfnis der Probanden mit Senkspreizfuß. De Wit et al. (1995) [18] zeigten bei harten Sohlen und normalen Fußformen eine hohe und schnelle Pronationsbewegung mit niedriger passiver Kraftspitze. Die eigene Messung zeigte bei pathologischen Fußformen ebenfalls eine verringerte passive Kraftspitze, wobei auch die Pronation verringert war. Dies wird als weiterer Hinweis gewertet, daß eine aktive Dämpfung in jedem Fall besteht, die Pronation zur Dämpfung aber bei pathologischen Fußformen ungeeignet erscheint und deshalb andere Mechanismen der kinematischen Gegenregulation wie die Stoßdämpfung im Kniegelenk [10] zum Zuge kommen. Stacoff et al. zeigten in mehreren Untersuchungen [88,89;90] keine eindeutigen Auswirkungen von barfüßigem Laufen, Sohlenparametern und Einlagen auf die Ferseneversion. Trotz Widerspruch zu den oben dargestellten Zusammenhängen unterstreicht dies zumindest die große Individualität von Pronationsverhalten und Gangzyklus.

Als pathologische Auswirkungen chronischer übermäßiger Pronation kommen Bursitiden an Knie und Fuß, Insertionstendinosen, Achillodynien sowie Schienbeinbeschwerden in Betracht [28;43]. Weiterhin neigen hyperpronierende Läufer gehäuft am femoropatellaren Schmerzsyndrom, dem Tibialis-Posterior-Syndrom und am tibialen Stresssyndrom [34;35;50]. Hinzu kommen mittelbare Folgen für die gesamte untere Extremität sowie akute Traumata. Ebenso bezeichneten Milani und Hennig (2000) [51] übermäßige Fersenbewegungen als entscheidenden Faktor für die Entstehung von laufinduzierten Verletzungen. Duffey et al. (2000) [25] beschreiben das Pronationsverhalten während der ersten 10% der Zeit des Fersenauftritts als Indikator für die Entwicklung von Kniebeschwerden. Pronationswinkel von 12-15° werden von Nigg et al. (1980) [65] als kritischer Wert angegeben. Walther (2001) betont die Unfähigkeit des Läufers, das Ausmaß der Pronation bewußt wahrzunehmen. Diese Tatsache in Kombination mit den möglichen pathologischen Veränderungen durch Hyperpronation unterstreicht die Notwendigkeit, beim Kauf kinematische Vermessungen vorzunehmen und gegebenenfalls Schuhe mit medial verstärkter Zwischensohle zum Einsatz zu bringen.

4.3 Passform und Stabilitätsempfinden

Es liegt nahe, daß gerade die Stabilität einen wichtigen Parameter zur Erfassung von Laufschuhkomfort darstellt. Abgesehen von der Abhängigkeit zum objektiv messbaren Pronationsverhalten und Sohlenparametern (Dämpfung und Geometrie) unterliegt die Stabilität hauptsächlich der vom Leisten abhängigen Passform. Gerade Passform und Stabilität stellen Komfortfacetten dar, die objektiv nur schwer zu erfassen sind. Im Gegensatz zu den zuvor beleuchteten Zusammenhängen zwischen Sohlenparametern und Wahrnehmung von Bodenreaktionskräften oder Pronation stellt sich die Darstellung einer objektiven Meßreferenz hier schwieriger dar. Zwar können beispielsweise Differenzen zwischen Innenschuhmaßen und Fußabmessungen in Ruhe berechnet werden, doch unterliegen beide Systeme, Schuh und Fuß beim Laufvorgang starken geometrischen Veränderungen. Um diesem Problem gerecht zu werden, findet sich im Fragebogen eine große Itemanzahl zur Messung von Stabilitäts- und Passformparametern. Aufgrund der Komplexität des Zusammenspiels von Stabilitätsempfinden und Passform des Schuhs scheint hier die subjektive Datenerhebung mit dem Fuß als „Messinstrument“ für den dynamischen Laufvorgang geeigneter.

Offensichtlich beurteilt ein Läufer einen Schuh als stabil, wenn die sich bewegenden anatomischen Strukturen ausreichend unterstützt aber nicht behindert werden, der Fuß als ganzes nicht rutscht oder schwimmt und Schutz vor Abgleiten des Fußes nach vorne oder zur Seite sowie Schutz vor Hyperpronation und Hypersupination bietet. Die maßgeblichen Faktoren zur Beeinflussung des Stabilitätsempfindens sind einerseits die Passform, die von Leistenform, Innensohle, Blatt-, Schnürungs-, Quartier- und Fersenkappenmaßen abhängt und andererseits die Zwischensohlenparameter mit ihren Auswirkungen auf das Pronationsverhalten. Letztere bieten dabei die Möglichkeit Zusammenhänge zu objektiven Datenerfassung zu prüfen.

Die Einschätzung des Raumes im Vorfußbereich zeigt bei beiden Testschuhen signifikante Unterschiede im zeitlichen Verlauf. Die Probanden bemängelten bei Testschuh 1 zu wenig Raum für die Großzehe, Testschuh 2 zeigt in der Beurteilung eine zu geringe Gesamtzehenweite. Der breitere Leisten im Vorfußbereich von Testschuh 1 erklärt zwar die Einschätzung von Testschuh 2, jedoch nicht den Platzmangel der Großzehe bei Testschuh 1. Folglich zeigen auch die eigenen Ergebnisse die schwer herstellbaren Zusammenhänge zwischen Innenschuhmaßen

und der subjektiv wahrgenommenen Passform. Eine mögliche Erklärung bieten die Beobachtungen von Diebschlag (1972) [23], der beim Fuß nach einer Stunde Stehen eine Volumenzunahme von 4% messen konnte. Signifikante Unterschiede ergaben sich auch bei der Beurteilung der Stabilisierung an Innen- und Außenknöchel, die Einschätzung der Items Rutschen und Schwimmen im Schuh sowie Rückfußstabilisierung zeigen Unterschiede auf Trendniveau. Testschuh 1 mit dem weniger gebogeneren Leisten wurde diesbezüglich als stabiler eingeschätzt. Segesser (1996) [83] bescheinigte einem geraden Leisten stabilisierende Eigenschaften, der gebogene Leisten zeigte zwar mehr Flexibilität und einen besseren Sitz, dafür aber weniger stabilisierende Eigenschaften. Dennoch ergab sich ein gesteigertes Pronationsverhalten bei Testschuh 1 mit einem maximalen Pronationszeitpunkt nach 86 ms im Gegensatz zu 99 ms bei Testschuh 2, der einen stärker gebogeneren Leisten enthielt. Schaff und Hauser (1987) [80] beschrieben bei verschiedenen Leistenformen signifikante Unterschiede in der zeitlichen Maximaldruckentwicklung, beim gebogenen Leisten wurde das Maximum bereits nach 62% der Kontaktzeit erreicht, beim geraden Leisten erst nach 83%. Die Korrelation der Maximaldrücke mit den Pronationsfaktoren beim Fersenaufprall bestätigt mittelbar die eigentlich zu erwartende Steigerung der Pronation bei einem gebogenen und damit destabilisierenden Leisten.

Ebenso führt eine schmale Ferse zu erhöhter Mobilität im Rückfußbereich und damit zu verstärkter Pronation [58;75;91], eine festanliegende Fersenkappe [95] und eine exakte Passform [94] vermindern dagegen die Auswärtsbewegung des Calcaneus beim Fersenaufprall, was als weiterer Hinweis auf den Zusammenhang zwischen Pronation und Stabilität zu werten ist.

Im Umkehrschluß haben auch alle Parameter, die die Pronation verstärken (hohe funktionelle Steifigkeit, ungünstige Geometrie) einen schlechten Einfluß auf das Stabilitätsempfinden. Pathologische Fußformen in der eigenen Stichprobe scheinen, durch Verringerung der Pronation eine Steigerung der Stabilität am Sprunggelenk auf Kosten anderer Dämpfungsmechanismen zu erreichen, die dann den Ausfall der Pronationsdämpfung kompensieren. Man könnte auch postulieren, daß eine durch bestimmte Sohlenparameter oder anatomische Faktoren gesteigerte Pronation und die mit ihr korrelierende gesteigerte körpereigene Stoßdämpfung das Stabilitätsempfinden verschlechtern. Der Körper nimmt also eine gewisse

Destabilisierung durch die für die Dämpfung nötige Pronation in Kauf (Laufrichtung sagittal, Pronation frontal).

Der Clercq (1994) [16] zeigte beim Barfußläufer eine doppelt so hohe Kompression des plantaren Fettpolsters wie beim Schufläufer mit guter Paßform im Fersenbereich. In diesem Fall steigert der Fuß also ebenfalls den körpereigenen Dämpfungsmechanismus, indem das Ausweichen des Fettpolsters zur Seite verhindert wird. In diesem Fall ist jedoch davon auszugehen, daß die Fettdämpfung die durch andere muskuläre Mechanismen wie Pronation zu leistende notwendige Dämpfung verringert. Der gut angepasste Schuh scheint also durch Kompression des Fettpolsters die Fettdämpfung zu erhöhen, wodurch sich die Pronation verringert. Somit ergibt sich wiederum ein positiver Einfluß auf das Stabilitätsempfinden. Dennoch zu erwähnen sind die Untersuchungen von Brizuela et al. (1997) [7], die bei Basketballspielern mit hoher Fersenkappe und entsprechender guter Stabilität eine eingeschränkte Sprungleistung ergaben. Ogon (2001) [69] konnte darüber hinaus zeigen, daß Laufschuhe mitunter in der Lage sind, im Bereich der lumbalen Wirbelsäule zu stabilisieren.

4.4 Leistungsrelevante Merkmale

Geht man davon aus, daß der Körper die Dämpfung weitgehend unabhängig von Sohlenparametern aktiv regelt, verlieren Dämpfungssysteme und energieabsorbierende Materialien wie viskoelastische Materialien zumindest für den gesunden Läufer an Bedeutung. Die heute gängigen Sohlenmaterialien PU und EVA zeigen einen relativ geringen Energieverlust von 30-50% [67]. Man geht davon aus, daß der Energieverlust durch die Schuhe etwa 4% der zum Laufen nötigen Energie beträgt. Nigg et al. (1992) [67] berechneten die maximal mögliche Energierückgabe des Schuhs auf nur 1% der für den Schritt nötigen Energie, auf die Gesamtzeit eines Langstreckenläufers umgerechnet, würde sich aber auch dieser kleine zurückgewonnene Energieanteil pro Laufvorgang bemerkbar machen. Der bessere Energiespeicher ist dennoch analog zu seinen Dämpfungsqualitäten der Bewegungsapparat. Durch Vorspannung läßt sich in der Muskulatur etwa 10 mal so viel Energie wie in den polymeren Kunststoffen der Zwischensohlen speichern [38]. Die Untersuchung der eigenen Stichprobe zeigte, daß Läufer mit hohem Laufpensum in der sportlichen Anamnese einen Laufschuh mit einem Energieverlust von unter 40% bevorzugten. Den geringen Gewichtsunterschieden der drei Schuhtypen

entsprechend, zeigte sich diesbezüglich keine unterschiedliche Einschätzung der Probanden. Während es bei der Einschätzung des Abstoßverhaltens der Schuhe zu keinen signifikanten Unterschieden zwischen den Schuhen kam, bescheinigten die Probanden den Testschuhen im Gegensatz zum Lieblingsschuh ein signifikant schlechteres Abrollverhalten. Eine mögliche Ursache für die schlechte Bewertung des Abrollverhaltens von Testschuh 1 könnte der flachere Leisten mit entsprechend weniger nach oben gezogener Vorfußsohle sein. Cavanagh (1980) [8] bezweifelte jedoch den günstigen Einfluß der runden Vorfußsohle auf den Abrollvorgang. Man vermutet hierbei eine Hemmung der Energieabsorption durch die Metatarsophalangealgelenke, die dann mangels Vorspannung auch nicht auf den Abstoß des Fußes wirken können [48]. Stephanyshyn (2000) [92;93] bescheinigte einer harten Sohle im Bereich der Metatarsophalangealgelenke eine Verminderung des in diesem Bereich üblichen Energieverlusts.

4.5 Pathologische Auswirkungen von Laufschuhen

In der Literatur finden sich kontroverse Beobachtungen zu laufinduzierten Gelenkveränderungen.

Radin et al. (1982) [72] beobachteten bei Schafen Gelenkveränderungen nach wiederholter Stoßbelastung, zu bemängeln ist hierbei allerdings die Tatsache, daß Schafe gar keine Lauftiere sind. Dekel et al. (1978) [19] zeigte bei Hasen belastungsinduzierte Gelenkveränderungen. Auch hier stellt sich die Frage, ob die gewählte Belastung nicht weit über den physiologischen Rahmen hinausging. Konradsen et al. (1994) [44] untersuchten 30 Langstreckenläufer, die über einen Zeitraum von 40 Jahren wöchentlich zwischen 20 und 40 km zurückgelegt hatten, radiologisch auf Veränderungen an Knie- und Hüftgelenken und verglichen diese mit einer gleich strukturierten Stichprobe aus Nichtsportlern. Es zeigten sich keine Unterschiede. Ebenso untersuchten Puranen et al. (1976) [71] 74 finnische Kaderläufer, degenerative Veränderungen zeigten sich signifikant gehäuft bei gleichaltrigen Probanden, die keinen sportlichen Aktivitäten nachgingen. Panush et al. (1986) [70] untersuchte 17 Läufer mit einem Durchschnittsalter von 56 Jahren und einer Laufbelastung von 12 Jahren, Lane et al. (1986) [45] untersuchten 41 durchschnittlich 57 Jahre alte Läufer, die über einen Zeitraum von mindestens 9 Jahren Laufsport betrieben hatten, beide Untersuchungen zeigten trotz des fortgeschritteneren Alters keine degenerativen Veränderungen an Knie- und

Hüftgelenken. Pagliano (1980) [70] zeigte in einer Studie über laufinduzierte Verletzungen an 1077 Läufern die höchste Inzidenz bei Läufern, die nur 0-30 km wöchentlich absolvierten. Es zeigte sich ein reziproker Zusammenhang zwischen Verletzungsinzidenz und Laufpensum.

Wie oben dargestellt haben Laufschuhe mit den heute gängigen Dämpfungssystemen einen eher negativen Einfluß auf körpereigene Dämpfungsmechanismen. Dauerhaftes Tragen solcher Schuhe scheint die Ausbildung der für die Steuerung der aktiven Dämpfung notwendigen neuromuskulären Regelkreise zu verhindern. Robbins und Gouw (1991) [78] gehen davon aus, daß die durch Dämpfungssysteme induzierte „Wahrnehmungssillusion“ die Ursache vieler Verletzungen darstellt. Robbins (1987) [79] zeigte, daß bei barfüßigen Kollektiven keine Fußbeschwerden auftraten. Die für den aktiven Dämpfungsvorgang besonders bedeutsame intrinsische Fußmuskulatur kann sich unter dem Einfluß von Schuhen nicht ausbilden, weshalb Robbins das Laufen ohne Schuhe oder zumindest den Verzicht auf Längsgewölbestützen forderte. Untersuchungen von Bergmann et al. (1995) [4] mit einer speziell präparierten Endoprothese stellten am Hüftgelenk barfuß die niedrigste Stoßbelastung fest und stützen damit die Thesen von Robbins. Die Auswertung der eigenen Datenerhebungen zeigt hinsichtlich der aktiven Druckspitze keine signifikanten Unterschiede zwischen normalen und pathologischen Fußformen. Die passive Druckspitze war hier vermutlich durch aktive Dämpfungsmechanismen verringert. Muskulär geführte aktive Bewegungen wie der Abstoßvorgang scheinen also auch von pathologischen Fußformen toleriert zu werden, was als weiterer Hinweis den positiven Einfluß von Laufbelastungen zu deuten ist.

Die Laufbelastung kann aber Ausmaße annehmen, die in jedem Fall schädigende Folgen für den Bewegungsapparat bedeuten [104]. Zukünftige Untersuchungen sollten daher versuchen, ein optimales Belastungsspektrum und Regenerationsschema zu definieren, das sowohl Leistungssportlern als auch Präventiv- und Freizeitsportlern gerecht wird.

4.6 Schlußfolgerungen

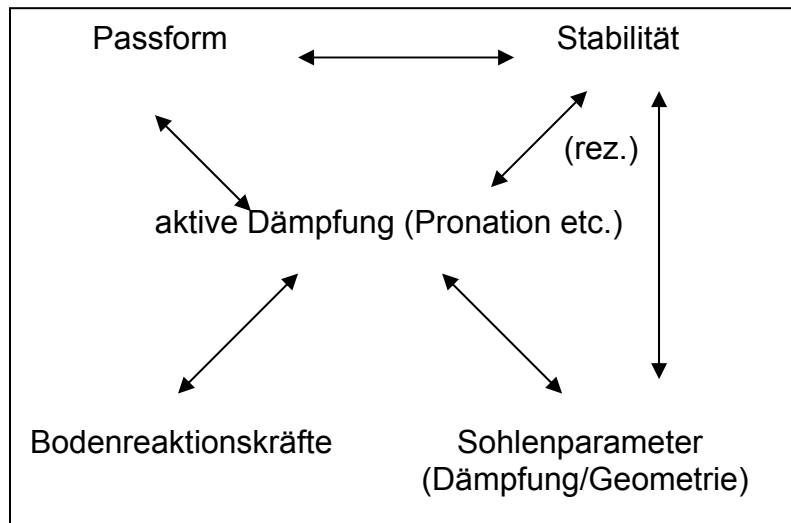
- Grundsätzlich erweist sich die subjektive Datenerhebung als problematisch, Items

wie Stabilität und Passform sind durch den Fragebogen besser erfassbar, Pronation, Bodenreaktionskräfte und Materialparameter sind hingegen besser durch physikalische Methoden bestimmbar. Die Grenzen der subjektiven Messung werden durch die Fähigkeit zur differenzierten Wahrnehmung festgelegt. Nicht differenzierbare Wahrnehmungen fließen in den Gesamteindruck [53].

- Der Läufer scheint nicht in der Lage zu sein, unterschiedliche Sohlenparameter wahrzunehmen. Erklärbar ist dieses Phänomen durch aktive unbewußte Dämpfungsmechanismen, die die auftretenden Bodenreaktionskräfte unabhängig von Sohlenparametern (Geometrie und Steifigkeitskoeffizienten) abpuffern. Somit wird am Gelenk als empfindlichste Struktur eine relativ konstante Belastung erreicht. Als körpereigene Dämpfungsmechanismen werden die Stoßdämpfung in Knie- und Hüftgelenk, die Pronation und die intrinsische verspannende Fußmuskulatur sowie nicht rigide Strukturen wie Bandapparat und Plantarfett in Betracht gezogen. Die aktive Dämpfung scheint einer komplexen neuromuskulären Steuerung zu unterliegen, deren Ausbildung durch das dauerhafte Tragen von Laufschuhen gehemmt wird. Diese durch Dämpfungssysteme induzierte „Wahrnehmungssillusion“ [78] wird mit vielen pathologischen Veränderungen der unteren Extremität in Verbindung gebracht.
- Die Pronation wird weder aktiv noch passiv wahrgenommen, somit ist der Läufer auch nicht in der Lage die mit der Pronation assoziierte Dämpfung oder eine übermäßige Pronation wahrzunehmen. Dies unterstreicht die Notwendigkeit der kinematischen Vermessung beim Schuhkauf [98].
- Die Pronation hat unmittelbare Auswirkungen auf das Stabilitätsempfinden. Die maßgeblichen Faktoren zur Steuerung der Pronation mit mittelbarer Auswirkung auf die Stabilität sind die Passform im Fersenbereich, die Leistenmaße und die Materialparameter der Sohle. Gerade Leistenformen bieten entsprechend ein besseres Stabilitätsempfinden. Dies bestätigt die von Walther (2001) gemachten Beobachtungen [98].
- Leistungsorientierte Läufer bevorzugen Schuhe mit guter Pronationskontrolle und einem Energieverlust von unter 40% an der Vorfußsohle [98].
- Pathologischen Fußformen wie Pes metatarsus zeigen ebenfalls ein unabhängig von Sohlenparametern verringertes Pronationsverhalten, die dennoch gemessenen verminderten passiven Kraftspitzen deuten darauf hin, daß der Bewegungsapparat neben der Pronation auch andere Dämpfungsmechanismen

nutzt.

- Die wichtigen Teilbereiche zur Beurteilung von Laufschuhen und ihre gegenseitige Beeinflussung zeigt folgendes Schema:



Laufkomfort als Summe wünschenswerter Eigenschaften bleibt ein individuell zu bestimmender Zustand. Die subjektive Datenerhebung zeigt genauso wie kinetisch-kinematische Messungen eine große inter- und intraindividuelle Variabilität. Die hierfür verantwortliche genetische Vielfalt, die Konditionierung psychologischer Wahrnehmung und ständig im Umbruch befindliche physiologische Anpassungsvorgänge scheinen den perfekten Laufschuh unmöglich zu machen.

5. Zusammenfassung

5.1 Einleitung

Ziel der Untersuchung war die Interaktion der Systeme Fuß und Laufschuh hinsichtlich der Wahrnehmungsfähigkeit bestimmter Laufschuheigenschaften.

5.2 Material und Methodik

36 Probanden nahmen an der Studie teil. Die Stichprobe, die zur einen Hälfte aus Freizeitläufern und zur anderen Hälfte aus leistungsorientierten Läufern bestand, bekam zwei Testschuhtypen zur Verfügung gestellt, Testschuh 1 enthielt im Gegensatz zu Testschuh 2 einen weniger gebogenen Leisten. Die sonstigen Materialparameter waren identisch. Daneben fand der jeweilige Lieblingsschuh der Läufer Verwendung. Für die subjektive Datenerhebung wurde ein Fragebogen entwickelt, der die Einschätzung der Läufer bei Anprobe, nach einer Woche und abschließend nach einem Zeitraum von vier Wochen erfaßte.

Zur Auswertung wurden die üblichen statistischen Signifikanztests und eine einfaktorielle Varianzanalyse hinsichtlich bestehender Abhängigkeiten zwischen der subjektiven Bewertung, der Anamnese und den kinetisch-kinematischen Daten angewandt.

5.3 Ergebnisse

Die Ergebnisse der vergleichenden und zeitlichen Bewertung zeigen nur in wenigen abgefragten Merkmalen signifikante Unterschiede. Mit Ausnahme der funktionellen Sohlensteifigkeit am Vorfuß zeigt sich bei den Test- und Lieblingsschuhen kein Zusammenhang zwischen Materialparametern und subjektiver Datenerhebung. Testschuh 1 mit dem weniger gebogenen Leisten wird bezüglich der Kategorie Stabilität besser bewertet.

5.4 Schlußfolgerungen

Die Auswertung der Ergebnisse und der Bezug zu parallel erhobenen kinetischen und kinematischen Daten der selben Stichprobe verdeutlicht die Problematik der Erfassung subjektiver Parameter. Stabilität und Passform sind zumindest eingeschränkt subjektiv bestimmbar, wohingegen der Proband nicht in der Lage war, Dämpfung, Bodenreaktionskräfte und Pronationsverhalten wahrzunehmen. Weiterhin

bestätigen die Ergebnisse die propriozeptive Stimulation eines unbewußten neuromuskulären Regelkreises zur Steuerung muskulärer Dämpfungsmechanismen durch den Fuß, welche die passiven Kraftspitzen beim Fersenaufprall individuell konstant halten. In diesem Zusammenhang stellt die Pronation den wichtigsten Bestandteil körpereigener Dämpfung dar. Genau wie ein flacher Leisten hat ein geringes Pronationsverhalten einen positiven Einfluß auf das Stabilitätsempfinden. Leistungsorientierte Läufer in der Stichprobe bevorzugten Schuhe mit guter Pronationskontrolle und Schuhe mit einem Energieverlust von unter 40% im Vorfußbereich. Pathologische Fußformen wie der Pes metatarsus zeigen ein verringertes Pronationsverhalten, wodurch ein Stabilitätsgewinn erreicht wird, die hierdurch reduzierte körpereigene Dämpfung muß aber von anderen Dämpfungsmechanismen der unteren Extremität übernommen werden. Der „individuell funktionelle“ Schuh sollte folglich die körpereigene Dämpfung und ihre Regulation möglichst wenig behindern. Die Unfähigkeit zur Wahrnehmung zahlreicher kinematischer Parameter unterstreicht die Bedeutung der Laufbandanalyse beim Schuhkauf. Dies kann dem Läufer helfen, dem Ideal des komfortablen Schuhs mit all seinen Facetten ein Stück näher zu kommen.

Literatur

- [1] Ballas MT; Tytko J; Cookson D: Common overuse running injuries: diagnosis and management. *Am Fam Physician* 55(7):2473-84, 1997
- [2] Barnes RA, Smith PD: The role of footwear in minimizing lower limb injury. *J Sports Sci* 12:341-353, 1994
- [3] Bates BT, Osternig LR, Sawhill JA, James SL: An assessment of subject variability, subject shoe interaction, and the evaluation of running shoes using ground reaction force data. *J Biomech* 16:181-191, 1983
- [4] Bergmann G, Kniggendorf H, Graichen F, Rohlmann A: Influence of shoes and heel strike on the loading of hip implants. *J Biomech* 28:817-827, 1995
- [5] Borg J: *Grundlagen und Ergebnisse der Facettentheorie*. Huber, Bern, 1992
- [6] Brizuela G; Llana S; Ferrandis R; Garcia-Belenguer AC : The influence of basketball shoes with increased ankle support on shock attenuation and performance in running and jumping. *J Sports Sci* 15(5):505-15, 1997
- [7] Burgess S; Jordan C; Bartlett R :The influence of a small insert, in the footbed of a shoe, upon plantar pressure distribution [Record Supplied By Publisher] *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 12(3):S5-S6, 1997
- [8] Cavanagh PR: *The running shoe book*. Anderson World Inc., Mountain View, California, 1980
- [9] Clarke TE, Frederick EC, Cooper LB: The effects of shoe cushioning upon selected force and temporal patterns in running. *Med Sci Sports Exerc* 14:144, 1982
- [10] Clarke TE, Frederick EC, Cooper LB: Biomechanical measurement of running shoe cushioning properties. pp. 25-34. In Nigg BM, Kerr BA (eds): *Biomechanical aspects of sport shoes and playing surfaces*. The University of Calgary; Calgary, Alberta, 1983
- [11] Clarke TE, Frederick EC, Cooper LB: Effects of shoe cushioning upon ground reaction forces in running. *Int J Sports Med* 4:247-251, 1983
- [12] Clement DB, Taunton JE, Smart GE, McNicol KL: A survey of runner's overuse injuries. *Physician Sportsmed* 9:47-58, 1981
- [13] Cook SD, Brinker MR, Poche M: Running shoes - Their relationship to running injuries. *Sports Med* 10:1-8, 1990
- [14] Cook SD, Kester MA, Brunet ME: Shock absorption characteristics of running shoes. *Am J Sports Med* 13:248-253, 1985
- [15] Cook SD, Kester MA, Brunet ME, Haddad RJ: Biomechanics of running shoe performance. *Clin Sports Med* 4:619-626, 1985
- [16] De Clercq D, Aerts P, Kunnen M: The mechanical characteristics of the human heel pad during foot strike in running: an in vivo cineradiographic study. *J Biomech* 27:1213-1222, 1994
- [17] De Wit B; De Clercq D; Aerts P: Biomechanical analysis of the stance phase during barefoot and shod running. *J Biomech* 33(3):269-78, 2000
- [18] De Wit B, De Clercq D, Lenoir M: The effect of varying midsole hardness on impact forces and foot motion during foot contact in running. *J Appl Biom* 11:395-406, 1995
- [19] Dekel S, Weissman SL: Joint changes after overuse and peak overloading of rabbit knees in vivo. *Acta Orthop Scand* 49:513-518, 1978

- [20] Denoth J, Kaelin VX, Stacoff A: Schockabsorption beim Joggen - Materialtests kontra Versuchspersonentests. Dtsch Z Sportme 35:196-202, 1985
- [21] Derrick TR, Hamill J, Caldwell GE: Energy absorption of impacts during running at various stride lengths. Med Sci Sports Exerc 30:128-135, 1998
- [22] Dickinson JA, Cook SD, Leinhardt MT: The measurement of shock waves following heel strike while running. J Biomech 18:415-422, 1985
- [23] Diebschlag W: Der Einfluß verschiedener Obermaterialien auf Fußvolumen und Behaglichkeitsklima im Schuh. Z Orthop 110:853-856, 1972
- [24] Dufek JS, Bates BT, Stergiou N, James CR: Interactive effects between group and single-subject response patterns. Hum Mov Sci 14:301-323, 1995
- [25] Duffey MJ; Martin DF; Cannon DW; Craven T; Messier SP: Etiologic factors associated with anterior knee pain in distance runners. Med Sci Sports Exerc 32(11):1825-32, 2000
- [26] Fishpool S, Tarry P: Running blind. Runners World 44-47, 2000
- [27] Frederick EC: Biomechanical consequences of sport shoe design. Exerc Sport Sci Rev 14:375-400, 1986
- [28] Frederick EC: Kinematically mediated effects of sport shoe design: a review. J Sports Sci 4:169-184, 1986
- [29] Fromme A, Winkelmann F, Thorwesten L, Reer R, Jerosch J: Der Pronationswinkel des Rückfußes beim Laufen in Beziehung zur Belastung. Sportverletz Sportschaden 11:52-57, 1997
- [30] Harrison RN, Lees A, McCullagh PJ, Rowe WB: Bioengineering analysis of muscle and joint forces acting in the human leg during running. pp. 855-861. In Jonsson B (ed): Biomechanics X-B. Human Kinetics Publishers; Champaign, Illinois, 1988
- [31] Hennig EM: Pronation - positiv oder negativ? Condition 17:22-23, 1986
- [32] Hennig EM; Milani TL: Pressure distribution measurements for evaluation of running shoe properties. Sportverletz Sportschaden 14(3):90-7, 2000
- [33] Hennig EM, Valiant GA, Liu Q: The relationship between biomechanical variables and the perception of cushioning for running in various types of footwear. J Appl Biom 12:143-150, 1996
- [34] Hintermann B, Nigg BM: Bewegungsübertragung zwischen Fuß und Unterschenkel in vitro. Sportverletz Sportschaden 8:60-66, 1994
- [35] Hintermann B, Nigg BM, Sommer C, Cole GK: Transfer of movement between calcaneus and tibia in vitro. Clin Biomech 9:349-355, 1994
- [36] Kaelin VX, Denoth J, Stacoff A, Stussi E: Läuferverletzungen und Laufschuhkonstruktion: Darstellung möglicher Zusammenhänge. Sportverletz Sportschaden 2:80-85, 1988
- [37] Kastenbauer T; Sokol G; Auinger M; Irsigler K: Running shoes for relief of plantar pressure in diabetic patients. Diabet Med 15(6):518-22, 1998
- [38] Ker RF, Bennet MB, Bibby SR, Kester RC, Alexander RN: The spring in the arch of the human foot. Nature 325:147-149, 1987
- [39] Kersting UG; Bruggemann G: Adaptation of the human calcaneus to variations of impact forces during running. Clin Biomech (Bristol, Avon) 14(7):494-503, 1997

- [40] Klinke M. Der Fuß muß den Schuh kompensieren. Graichen, H. and Wolpert, W. Orthopädieschuhtechnik 11[11], 43-45. 1998.
Ref Type: Generic
- [41] Koenig A, Kirschner S, Walther M, Böhm D, Faller H: Kulturelle Adaptation, Praktikabilitäts- und Reabilitätsprüfung des Funktionsfragebogen Bewegungsapparat (SMFA-D). Z Orthop 138:295-301, 2000
- [42] Koenig A, Walther M, Matzer M, Heesen T, Kirschner S, Faller H: Validität und Änderungssensitivität des Funktionsfragebogens Bewegungsapparat (SMFA-D) bei primärer Gonarthrose und totalendoprothetischem Gelenkersatz. Z Orthop 138:302-305, 2000
- [43] Komi PV, Hyvarinen T, Gollhofer A, Kvist M: Biomechanische Überlegungen über Stosskräfte und Fusstabilität beim Laufen. Sportverletz Sportschaden 7:179-182, 1993
- [44] Konradsen L, Hansen EM, Sondergaard L: Long distance running and osteoarthritis. Am J Sports Med 18:379-381, 1990
- [45] Lane NE, Bloch DA, Jones HH: Long-distance running, bone density and osteoarthritis. JAMA 255:1147-1151, 1986
- [46] Lees A: The role of athlete response tests in the biomechanical evaluation of running shoes. Ergonomics 31:1673-1681, 1988
- [47] Liu W; Nigg BM: A mechanical model to determine the influence of masses and mass distribution on the impact force during running. J Biomech 33(2):219-24, 2000
- [48] Mann RA, Hagy JL: The function of the toes in walking, jogging and running. Clin Orthop 142:24-29, 1979
- [49] Mayer KM: Technik zum (weg-)laufen. Focus201-204, 2000
- [50] McKenzie DC, Clement DB, Taunton JE: Running shoes, orthotics, and injuries. Sports Med 2:334-347, 1985
- [51] Milani TL; Hennig EM: Measurements of rearfoot motion during running. Sportverletz Sportschaden 14(3):115-20, 2000
- [52] Milani TL, Hennig EM: Perceptual and biomechanical variables for running in identical shoes with varying midsole hardness. Clin Biomech 12: 17-23, 1997
- [53] Milani TL, Kimmeskamp S, Hennig EM: Zusammenhang von biomechanischen Parametern und subjektiver Belastungswahrnehmung in Laufschuhen. Dtsch Z Sportme 48:139-144, 1997
- [54] Milgrom C; Burr D; Fyhrie D; Hoshaw S; Finestone A; Nyska M; Davidson R; Mendelson S; Giladi M; Liebergall M; Lehnert B; Voloshin A; Simkin A: A comparison of the effect of shoes on human tibial axial strains recorded during dynamic loading. Foot Ankle Int 19(2):85-90, 1998
- [55] Miller JE; Nigg BM; Liu W; Stefanyshyn DJ; Nurse MA: Influence of foot, leg and shoe characteristics on subjective comfort. Foot Ankle Int 21(9):759-67, 2000
- [56] Mummendey HD: Die Fragebogenmethode. Hogrefe, Göttingen, 1987
- [57] Nigg BM: Biomechanics of running shoes. Human Kinetics Publishers, Champaign, 1986
- [58] Nigg BM: Experimental technique used in running shoe research. pp. 27-61. In Nigg BM (ed): Biomechanics of running. Champaign; Illinois, 1986
- [59] Nigg BM: The role of impact forces and foot pronation: a new paradigm. Clin J Sport

- Med 11(1):2-9, 2001
- [60] Nigg BM, Bahlsen HA: Influence of heel flare and midsole construction on pronation, supination and impact forces for heel-toe running. *Int J Sports Biomech* 4:205-219, 1988
- [61] Nigg BM, Cole GK, Brüggemann GP: Impact forces during heel-toe running. *J Appl Biom* 11:407-432, 1995
- [62] Nigg BM, Denoth J, Luethi S, Stacoff A: Methodological aspects of sports shoe and sport floor analysis. pp. 1041-1052. In Matsui H, Kobayashi K (eds): *Biomechanics VIII-B. Human Kinetics Publisher; Champaign*, 1983
- [63] Nigg BM; Khan A; Fisher V; Stefanyshyn D: Effect of shoe insert construction on foot and leg movement. *Med Sci Sports Exerc* 30(4):550-5 (ISSN: 0195-9131), 1998
- [64] Nigg BM; Liu W: The effect of muscle stiffness and damping on simulated impact force peaks during running. *J Biomech* 32(8):849-56, 1999
- [65] Nigg BM, Lüthi S: Bewegungsanalysen beim Laufschuh. *Sportwissenschaft* 10:309-320, 1980
- [66] Nigg BM, Nurse MA, Stefanyshyn DJ: Shoe inserts and orthotics for sport and physical activities. *Med Sci Sports Exerc* 31:S421-S428, 1999
- [67] Nigg BM, Segesser B: Der Laufschuh - Ein Mittel zur Prävention von Laufbeschwerden. *Z Orthop* 124:765-771, 1986
- [68] Nigg BM, Segesser B: Biomechanical and orthopedic concepts in sport shoe construction. *Med Sci Sports Exerc* 24:595-602, 1992
- [69] Ogon M; Aleksiev AR; Spratt KF; Pope MH; Saltzman CL: Footwear affects the behavior of low back muscles when jogging. *Int J Sports Med*;22(6):414-9, 2001
- [70] Pagliano J, Jackson J: Running injuries. *Runners World*42-50, 1980
- [71] Panush RS, Schmidt C, Caldwell RJ: Is running associated with degenerative joint disease? *JAMA* 255:1152-1154, 1986
- [72] Puranen J, Ketola L, Peltokallio P: Running and primary osteoarthritis of the hip. *Br Med J* 2:424-425, 1975
- [73] Radin EL, Orr RB, Kelmann JL: Effect of prolonged walking on concrete on the knees of sheep. *J Biomech* 15:487-493, 1982
- [74] Radin EL, Parker HG, Plugh JW, Steinberg KS, Paul IL: Response of joint impact loading - Relationship between trabecular microfractures and cartilage degeneration. *J Biomech* 6:51-57, 1993
- [75] Ramakrishnan HK, Kadaba MP: On the estimation of joint kinematics during gait. *J Biomech* 24:969-977, 1991
- [76] Razeghi M; Batt ME: Biomechanical analysis of the effect of orthotic shoe inserts: a review of the literature. *Sports Med* 29(6):425-38, 2000
- [77] Reinschmidt C; Nigg BM: Current issues in the design of running and court shoes. *Sportverletz Sportschaden* 14(3):71-81, 2000
- [78] Robbins SE, Gouw GJ: Athletic footwear: unsafe due to perceptual illusions. *Med Sci Sports Exerc* 23:217-224, 1991
- [79] Robbins SE, Hanna AM: Running-related injury prevention through barefoot adaptations. *Med*

- Sci Sports Exerc 19:148-156, 1987
- [80] Schaff P, Hauser W: Dynamische Druckverteilungsmessung mit flexiblen Messmatten--ein innovatives Messverfahren in der Sportorthopädie und Traumatologie. Entwicklung - Anwendung - Aussagemöglichkeiten. Sportverletz Sportschaden 1:185-222, 1987
- [81] Shiang TY : The nonlinear finite element analysis and plantar pressure measurement for various shoe soles in heel region. Proc Natl Sci Coun Repub China B 21(4):168-74, 1997
- [82] Schick A, Schmitt M, Becker JH: Subjektive Beurteilung der Qualität von Laufschuhen. Psychologie und Sport 2:46-56, 1995
- [83] Segesser B: Sportschuhe - Wunsch und Wirklichkeit. Orthopädische Überlegungen zum Sportschuhbau und Sportschuhkauf. Z Orthop Ihre Grenzgeb 134:Oa7-14, 1996
- [84] Segesser B, Nigg BM: Insertionstendinosen am Schienbein, Achillodynie und Überlastungsfolgen am Fuß - Ätiologie, Biomechanik, therapeutische Möglichkeiten. Orthopäde 9:207-214, 1980
- [85] Segesser B, Stussi E, von AS, Kalin X, Ackermann R: Torsion - ein neues Konzept im Sportschuhbau. Die Bewegungsexkursion des Fusses bei sportlichen Belastungen - Anatomische und biomechanische Betrachtungen und ihre Auswirkungen auf den Sportschuhbau. Sportverletz Sportschaden 3:167-182, 1989
- [86] Snel JG, Delleman NJ, Heerkens YF, van Ingen Schenau GJ: Shock absorbing characteristics of running shoe during actual running. pp. 133-137. In Winter DA, Norman RW, Wells RP, Hayes KC, Patla AE (eds): Biomechanics IX-B. Human Kinetics Publisher; Champaign, 1985
- [87] Stacoff A, Denoth J, Kaelin VX, Stüssi E: Running injuries and shoe construction. Int J Sports Biomech 3:342-357, 1988
- [88] Stacoff A; Nigg BM; Reinschmidt C; van den Bogert AJ; Lundberg A: Tibiocalcaneal kinematics of barefoot versus shod running. J Biomech 33(11):1387-95, 2000
- [89] 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(1):54-64, 2000
- [90] 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(2):311-9, 2001
- [91] Stacoff A, Reinschmidt C, Stüssi E: The movement of heel within a running shoe. Med Sci Sports Exerc 24:695-701, 1992
- [92] Stefanyshyn DJ; Nigg BM: Influence of midsole bending stiffness on joint energy and jump height performance. Med Sci Sports Exerc 32(2):471-6, 2000
- [93] Stefanyshyn DJ; Nigg BM: Mechanical energy contribution of the metatarsophalangeal joint to running and sprinting. J Biomech 30(11-12):1081-5, 1997
- [94] van Gheluwe B, Kerwin D, Roosen P, Tielemans R: The influence of heel fit on rearfoot motion in running shoes. J Appl Biom 15:361-372, 1999
- [95] van Gheluwe B, Tielemans R, Roosen P: The influence of heel counter rigidity on rearfoot motion during running. J Appl Biom 11:47-67, 1995
- [96] Voloshin AS, Wosk J: An in vivo study of low back pain and shock absorption in the human locomotor system. J Biomech 15:21-27, 1982
- [97] Voloshin AS, Wosk J, Brull M: Force wave transmission through the human locomotion

- system. J Biomech Eng 103:48-50, 1981
- [98] Walther, M: Zusammenhang zwischen der subjektiven Beurteilung von Laufschuhen, den Materialdaten sowie den kinetischen und kinematischen Parametern des Gangzyklus, 2001
 - [99] Wank V; Frick U; Schmidtbleicher D: Kinematics and Electromyography of lower limb muscles in overground and treadmill running. Int J Sports Med 19(7):455-61, 1998
 - [100] Wilk BR; Fisher KL; Gutierrez W: Defective running shoes as a contributing factor in plantar fasciitis in a triathlete. J Orthop Sports Phys Ther 30(1):21-8; discussion 29-31, 2000
 - [101] Willson JD; Kernozek TW : Plantar loading and cadence alterations with fatigue. Med Sci Sports Exerc 31(12):1828-33, 1999
 - [102] Windle CM; Gregory SM; Dixon SJ: The shock attenuation characteristics of four different insoles when worn in a military boot during running and marching. Gait Posture 9(1):31-7, 1999
 - [103] Wright IC; Neptune RR; van Den Bogert AJ; Nigg BM: Passive regulation of impact forces in heel-toe running [Record Supplied By Publisher] Clin Biomech (Bristol, Avon) 13(7):521-531, 1998
 - [104] Yeung EW; Yeung SS : A systematic review of interventions to prevent lower limb soft tissue running injuries. Br J Sports Med 35(6):383-9, 2001

Danksagung

Mein Dank gilt Herrn Prof. Dr. med. J. Eulert sowohl für die Anregung zu diesem Themengebiet als Grundlage für die vorgelegte Dissertation als auch der konstruktiven Unterstützung und Förderung dieser Arbeit.

Ich danke Herrn Prof. Dr. med. F. Schardt für die freundliche Übernahme des Korreferats.

Mein ganz besonderer Dank gilt Herrn Privatdozent Dr. med. M. Walther für die hervorragende Anleitung und Hilfestellung bei dieser Arbeit. Ferner danke ich ihm für Bereitstellung zahlreicher Tabellen und Abbildungen.

Ein herzlicher Dank gilt der Firma adidas, insbesondere Herrn F. Kleindienst für die Bereitstellung von Testschuhen und engagierte Hilfe bei der Auswertung der gewonnenen Daten.

CURRICULUM VITAE

Persönliche Daten:

Name: Boris Herzlieb
Geburtsdatum: 28. November 1977
Geburtsort: Göttingen, Deutschland

Ausbildungsgang:

Schule

1996 Abitur
1993/94 Siebenmonatiger Aufenthalt in Seattle,
ab 1992 USA
ab 1988 Gymnasium Anna Sophianeum,
Schöningen
Herzog-Christoph-Gymnasium,
Beilstein/Württ.
ab 1983 Grundschule in Göttingen

Militärdienst:

1996-1998 8./ Sanitätsregiment 6, Itzehoe,
gegenwärtiger Dienstgrad: Leutnant d. R.

Universität:

Dezember 2004 Erlangung der Approbation als Arzt,
Oktober 2004 3.Staatsexamen, Wahlfach MKG-
Chirurgie
September 2003 2.Staatsexamen
September 2001 1.Staatsexamen
September 2000 Physikum
1998-2004 Studium der Humanmedizin (Julius-
Maximilians-Universität Würzburg,
Christian-Albrechts-Universität Kiel,
Rheinische Friedrich-Wilhelms-Universität
Bonn)