

Aus der Orthopädischen Klinik und Poliklinik  
der Universität Würzburg  
(König-Ludwig-Haus)  
Direktor: Professor Dr. med. J. Eulert

**Zusammenhänge zwischen kinetischen und kinematischen  
Parametern von Laufschuhen  
und dem subjektiven Tragekomfort**

Inaugural - Dissertation  
zur Erlangung der Doktorwürde der  
Medizinischen Fakultät  
der  
Bayerischen Julius-Maximilians-Universität zu Würzburg

vorgelegt von

Michael Theune  
aus  
Kassel

Würzburg, Februar 2003

Referent: Prof. Dr. med. J. Eulert

Korreferent: Priv. Doz. Dr. med. M. Walther

Dekan: Prof. Dr. med. S. Silbernagl

Tag der mündlichen Prüfung: 10. Juli 2003

Der Promovend ist Arzt

# Inhaltsverzeichnis

	Seite
<b>1 Einleitung</b>	<b>1</b>
1.1 Funktionalität von Laufschuhen	1
1.2 Aufbau, Materialien und Typen moderner Laufschuhe	1
<b>2 Problemstellung und Zielstellung</b>	<b>4</b>
<b>3 Probanden, Material und Methoden</b>	<b>6</b>
3.1 Probanden	6
3.2 Material	7
3.3 Methoden	7
3.3.1 Kinetische Datenerhebung	7
3.3.2 Kinematische Datenerhebung	10
3.3.3 Messung der plantaren Druckverteilung	12
3.4 Statistische Methoden	13
<b>4 Ergebnisse</b>	<b>14</b>
4.1 Probanden	14
4.2 Laufstil der Probanden	15
4.3 Schuhtypen des Lieblingslaufschuhs	15
4.4 Resultate der kinetischen Messungen	16
4.4.1 Passive Kraftspitze (Initial Peak)	16
4.4.2 Belastungsrate	17
4.4.3 Aktive Kraftspitze	18
4.4.4 Maximale Kraft entgegen der Bewegungsrichtung	19
4.4.5 Maximale Kraft in Bewegungsrichtung	20
4.4.6 Kontaktzeit	21
4.5 Resultate der kinematischen Messungen	22
4.5.1 Fersenaufsetzwinkel in der Frontalebene	22
4.5.2 Maximaler Pronationswinkel der Ferse	23
4.5.3 Maximale Pronationswinkelgeschwindigkeit	24
4.5.4 Zeitpunkt des maximalen Pronationswinkels	25

4.5.5 Bewegungsumfang des Fersenbeins in der Frontalebene	27
4.6 Plantare Druckverteilung	28
4.6.1 Plantare Druckverteilung am Vorfuß	28
4.6.2 Plantare Druckverteilung am Mittelfuß	28
4.7 Korrelationen zwischen plantarer Druckverteilung und kinematischen und kinetischen Parametern	29
4.7.1 Zusammenhänge der plantaren Druckverteilung des Vorfußes mit kinetischen und kinematischen Parametern	29
4.7.1.1 Barfußlauf	29
4.7.1.2 aktive Kraftspitze	29
4.7.1.3 passive Kraftspitze	29
4.7.1.4 Fersenaufsetzwinkel	30
4.7.1.5 maximalen Bewegungsumfang der Ferse	31
4.7.1.6 maximale Pronationswinkelgeschwindigkeit	31
4.7.2 Zusammenhänge der plantaren Druckverteilung des Mittelfußes mit kinetischen und kinematischen Parametern	32
4.7.2.1 passive Kraftspitze	32
4.7.2.2 Belastungsrate	33
4.7.2.3 Pronationswinkelgeschwindigkeit	34
4.8 Zusammenhänge zwischen Schuhtyp und kinetischen und kinematischen Parametern	34
<b>5 Diskussion</b>	<b>35</b>
5.1 Bodenreaktionskräfte und Dämpfung	35
5.2 Pronation und Stabilität	43
<b>6 Zusammenfassung</b>	<b>50</b>
<b>7 Literaturverzeichnis</b>	<b>52</b>
<b>Anhang</b>	
Danksagung	
Curriculum Vitae	

## Ausgewählte Definitionen

**Aufbiegung:** Die Aufbiegung gibt die Entfernung der Sohlenspitze am vorderen Ende des Schuhs vom Boden an.

**Leisten:** dreidimensionales Modell des Fußes.

**Leistenform: gebogen, gerade:** bezieht sich auf den medialen unteren Rand des Leistens. Gebogen beschreibt eine konkave Form.

**Performance:** Effizienz und Leistung eines Bewegungsablaufes.

**Pes cavus:** Fußfehlbildung mit erhöhter Längswölbung, Supination des Rückfußes und Pronation des Vorfußes (Hohlfuß).

**Pes metatarsus:** Fußfehlbildung mit abgeflachter Querwölbung (Spreizfuß).

**Pes planus:** Fußfehlbildung mit abgeflachter Längswölbung, Abduktions- und Pronationsstellung des Vorfußes, Valgusstellung des Rückfußes (Plattfuß).

**Polyurethan (PU)/Ethylen-Vinyl-Acetat (EVA):** EVA ist das leichtere Material. Es ist geschlossenzellig, nimmt kein Wasser auf und ist plastisch verformbar. Zudem verfügt dieses Grundmaterial über träge Rückstellkräfte. Dadurch besitzt EVA bessere Dämpfungseigenschaften als PU. PU hingegen ist um ca. 30% schwerer als EVA, ist offenzellig, wasserempfindlich und thermoplastisch nicht verformbar. PU verfügt über schnelle Rückstellkräfte. Es ist stabiler und beständiger als EVA, mit einer längeren Lebensdauer.

**Pronation:** Senkung des inneren Fußrandes. Pronation ist eine zusammengesetzte Bewegung aus Eversion des Calcaneus, Abduktion des lateralen Fußrandes, Torsion und Dorsalflexion (Segesser, Nigg, 1993).

**Sprengung:** Die Sprengung ist definiert als Abstand der Sohle des Leistens vom Boden, gemessen jeweils unter dem Vorfuß beziehungsweise unter der Ferse. Sie drückt sich in der Höhendifferenz zwischen diesen beiden Auflageflächen aus.

**Supination:** Hebung des inneren Fußrandes. Supination ist eine zusammengesetzte Bewegung aus Inversion des Calcaneus, Adduktion des lateralen Fußrandes, Torsion und Plantarflexion (Segesser, Nigg, 1993).



# 1 Einleitung

## 1.1 Funktionalität von Laufschuhen

Der Fuß ist als Organ der Mittler zwischen Körper und Boden (Wolpert et al., 1993). Seine Funktionen sind die Stützung des Körpers sowie das Tragen und Ausbalancieren der Körperlast beim Stehen und bei der Fortbewegung (Koebeke, 1993). In der modernen Gesellschaft ist der Schuh das Medium, durch das der Fuß mit der Laufoberfläche in Verbindung tritt. Der Schuh stellt somit ein wichtiges Glied in der Interaktionskette Fuß - Schuh - Laufoberfläche dar und ist der einzige unentbehrliche Ausrüstungsgegenstand beim Laufsport (Diem, 1998). Der Laufschuh soll komfortabel sein, den Läufer in seiner Leistungsfähigkeit unterstützen sowie vor Verletzungen und Schäden schützen.

35 bis 45 % aller Läufer erleiden innerhalb eines Jahres Verletzungen oder Überlastungsschäden von Sprunggelenk, Knie, Hüftgelenk und LWS (Callahan et al., 2002). Neben Trainingsfehlern wird dies auf unphysiologische Bewegungen durch das Tragen von unfunktionellem, falsch konstruiertem und altem Schuhwerk mit schlechter Paßform zurückgeführt (Barnes, 1994, Cook et al., 1990, 1985, Segesser et al., 1989). Deshalb ist die Optimierung der Funktionalität von Laufschuhen mit Verbesserung der Performance, der Prophylaxe und des Komforts Gegenstand von Forschung und Entwicklung (Callahan et al., 2002, Reinschmidt et al., 2000).

## 1.2 Aufbau, Materialien und Typen moderner Laufschuhe

Nigg et al. (1986) definierten als Hauptkriterien für den Sportschuhbau die drei Funktionen Dämpfen, Stützen und Führen. Unter Dämpfung wird die Reduktion der einwirkenden äußeren Kräfte in der Landephase verstanden. Die Eigenschaften Stützen und Führen beziehen sich auf die Unterstützung des Fußes in der Stand- und Abstoßphase und werden unter Stabilität zusammengefaßt. Bei der Konstruktion von Laufschuhen werden die Eigenschaften Dämpfung und Stabilität gleichermaßen berücksichtigt (Senatore, 1996). Nigg et al. (1999, 1997) prägten dazu den Begriff der dynamischen Stabilität. Die Funktionalität des Laufschuhs hängt von seinen biomechanischen Eigenschaften ab, welche durch die Form- und Materialeigenschaften der Sohle und des Schaftes bestimmt werden (Nigg et al., 1997).

Die Sohle besteht aus der Laufsohle und der Zwischensohle. Die Laufsohle stellt den direkten Kontakt des Schuhs mit dem Boden her, ist verantwortlich für die Traktionseigenschaften des Schuhs und beeinflusst dessen Flexibilität sowie das Gewicht. In der Regel besteht die Laufsohle aus geschäumtem Gummi oder Karbongummi. Geschäumter Gummi ist leichter und besitzt bessere Dämpfungseigenschaften als Karbongummi, verschleißt allerdings schneller.

Deshalb sind die meisten Laufschuhsohlen aus beiden Materialien kombiniert aufgebaut, wobei besonders belastete Bereiche der Sohle aus dem haltbareren Karbongummi bestehen (Wischnia, 2002). Zur Verbesserung der Dämpfungseigenschaften in diesem Bereich werden die unterschiedlichen Materialien auch schichtweise angeordnet (Valiant, 1993). Die Zwischensohle bestimmt die Dämpfungs- und Stabilitätseigenschaften des Laufschuhs. Bewährte Materialien für die Zwischensohle sind das haltbare, stabile Polyurethan (PU) und das leichte und gut dämpfende Ethylvinylacetat (EVA) (Wischnia, 2002). Zusätzlich integrieren die meisten Hersteller unterschiedliche Dämpfungselemente im Vorfuß- und Fersenbereich der Zwischensohle wie Luftpolster, Wabenstrukturen, Kissen aus geschäumtem, fluidem oder semifluidem Silikongel, oder auch EVA-Elemente mit unterschiedlichen Dämpfungsparametern (Walther, 2001). Eine funktionelle Entkopplung der Sohlenbereiche des Vorfußes und des Fersenbereiches unterstützt die Torsionsfähigkeit des Fußes (Segesser et al., 1989). Der obere Anteil des Schuhs wird vom Schaft gebildet. Bei der Herstellung eines Schuhs wird der Schaft über den Leisten gearbeitet. Der Leisten ist ein dreidimensionales Modell des Fußes und bestimmt Form, Größe und gesamte Dimension des Schuhs. Man unterscheidet gerade und gebogene Leisten mit unterschiedlicher Sprengung und Aufbiegung (Cheskin et al., 1987).

Je nach Leistenform differenziert man zwischen dem Wettkampfschuh, dem Cushioningschuh und dem Stabilschuh, siehe Abbildung 1.



**Abbildung 1:** Formunterschiede von Wettkampfschuh (1), Cushioningschuh (2) und Stabilschuh (3)

Wettkampfschuhe haben einen stark gebogenen Leisten mit großer Aufbiegung und geringer Sprengung. Sie sind besonders leicht und flexibel, bieten allerdings nur geringe Stabilität und Dämpfung und sind ausschließlich für Wettkämpfe oder einzelne schnelle Trainingseinheiten konzipiert (Wischnia, 2002).

Bei Cushioning-Schuhen ist der Leisten leichter gebogen, die Aufbiegung ist etwas geringer, während die Sprengung groß ist, um für entsprechend voluminöse Dämpfungselemente Raum



zu schaffen. Dieser Schuhtyp ist weich und leicht, bietet aber kaum Unterstützung bei der Pronationsbewegung. Dieser Schuhtyp ist geeignet für Läufer mit neutralem Abrollverhalten (Wischnia, 2002).

Stabilschuhe sind über einen geraden Leisten gearbeitet und haben eine geringe Sprengung und Aufbiegung. Durch spezielle medialisseitige Verstärkungselemente sind sie stabiler und schwerer als andere Laufschuhe. Sie bieten schweren Läufern und Läufern mit einer ausgeprägten Pronationsbewegung eine Pronationsstütze (Wischnia, 2002).

Als besondere Variante ist der Trailschuh zu nennen, der durch starkes Profil der Außensohle Vorteile für das Laufen im Gelände bietet (Wischnia, 2002).

Der Allroundschuh bietet keine wesentlichen Eigenschaften im Sinne von Dämpfung und Stabilität und dient häufig dem Gebrauch für verschiedene Sportarten und im Alltag (Walther, 2001).

Bei der industriellen Fertigung von Laufschuhen werden Standardleisten verwendet, die möglichst die durchschnittliche Fußform der angestrebten Zielgruppe widerspiegeln. Die meisten neueren Schuhe werden über eine kombinierte Leistenform gearbeitet und sind keiner Leistenform mehr exakt zuzuordnen. Für den Rückfußbereich wird ein gerader Leisten verwendet, für den Vorfußbereich ein gebogener Leisten (Cheskin et al., 1987).

## 2 Problemstellung und Zielstellung

Durch die Optimierung der Funktionalität von Laufschuhen sollen die Performance verbessert, d.h. die Leistung gesteigert und die Verletzungs- und Überlastungsrate gesenkt werden. Inwieweit die Funktionalität eines Laufschuhs vom Läufer beurteilt werden kann, ist unklar. Möglicherweise beschränkt sich diese Beurteilung auf das Auftreten bzw. Ausbleiben von Beschwerden beim regelmäßigen Gebrauch. Ausgewählt und gekauft wird ein Laufschuh in erster Linie nicht aufgrund seiner Funktionalität, sondern aufgrund seines Komforts (Stacoff, 2000). Allerdings ist unklar, weshalb ein Läufer einen Schuh als komfortabel oder als unkomfortabel beurteilt. Der Begriff Komfort geht über die reine Funktionalität mit den biomechanischen Eigenschaften Stabilität, Dämpfung und Führung hinaus und schließt neben der Paßform und dem Klima des Schuhs vor allem das subjektive Empfinden des Läufers mit ein (Reinschmidt et al., 2000). Komfort ist eine Eigenschaft, die individuell unterschiedlich erlebt und empfunden wird und deshalb unterschiedlich interpretiert wird. Prävention, Leistung und Komfort hängen untrennbar miteinander zusammen und müssen bei der Beurteilung und der Entwicklung von Laufschuhen gleichermaßen berücksichtigt werden (Stacoff, 2000). Obwohl der Komfort bei der Auswahl und beim Gebrauch eines Laufschuhs eine entscheidende Rolle spielt, beschäftigen sich erst allerneueste Studien, wie beispielsweise die von Miller et al. (2000), mit dieser Thematik.

Ziel der vorliegenden Studie ist es daher:

- den Zusammenhang zwischen den Eigenschaften Komfort und Funktionalität eines Laufschuhs zu untersuchen.
- zu prüfen, ob die Eigenschaft Komfort mit den derzeit möglichen Verfahren der Schuhtestung meßbar und dadurch in technisch anschauliche und objektivierbare Werte zu übertragen ist.
- anhand möglicher Zusammenhänge zwischen subjektivem Tragekomfort und biomechanischen Parametern Vorhersagen für die Funktionalität von Laufschuhen zu treffen, um die Entwicklung von Laufschuhen zu optimieren.

Wie bereits von Diem (1993) für die Testung von Laufschuhen empfohlen, umfaßten die Messungen der vorliegenden Studie die Bewertung der biomechanischen Eigenschaften von Laufschuhen. Dazu zählen die Kinetik, d.h. die zwischen Schuh und Boden entstehenden Kräfte, sowie die Kinematik, d.h. die Bewegungsvorgänge des Schuhs. Zudem wurde die Abhängigkeit dieser Parameter von anthropometrischen Daten, d.h. der Fußform bzw. der

funktionellen Anatomie des Fußes des Probanden, beurteilt. Das subjektive Komfortempfinden des einzelnen Läufers wurde in die Betrachtungen mit einbezogen. In einer übergreifenden Studie von Walther (2001) wurden, wie von Nigg et al. (1997) vorgeschlagen, weitere Untersuchungen durchgeführt. Diese umfaßten neben Testungen zu Material- und Struktureigenschaften der Schuhe auch die Evaluierung subjektiver Aspekte des Tragens von Laufschuhen, die anhand standardisierter Befragungen zu unterschiedlichen Zeitpunkten ermittelt wurden, sowie die Bewertung unterschiedlicher anatomischer Verhältnisse anhand einer klinisch-orthopädischen Untersuchung.

## **3 Probanden, Material und Methoden**

### **3.1 Probanden**

An der prospektiven Studie nahmen 36 Probanden teil, die mittels eines für diese Studie erstellten Fragebogens aus einem Pool aktiver Freizeitsportler aus dem Umfeld der Medizinischen Fakultät, der Orthopädischen Klinik und Poliklinik (König-Ludwig-Haus) sowie dem Sportzentrum der Julius-Maximilians-Universität zu Würzburg und dem Sportverein SVW 05, Würzburg, Abteilung Triathlon, ausgewählt wurden. Der Fragebogen enthielt Fragen zu persönlichen Daten sowie einer sportlichen und einer gesundheitlichen Anamnese (Walther, 2001).

Die Probanden wurden anhand folgender Einschlußkriterien ausgewählt:

- männliches Geschlecht
- regelmäßiges, mindestens einmal wöchentlich betriebenes Lauftraining, als Hauptsportart ausgeführt oder als Ergänzung zu weiteren Sportarten (z.B. Tennis, Fußball, Basketball)
- mindestens einjährige Trainingserfahrung
- normale Beweglichkeit von Hüft-, Knie-, Sprunggelenk
- Schuhgröße von 8 ½ (UK) (entspricht 42 2/3 im deutschen Markt), da alle Testschuhe auf diese Größe genormt waren
- Die Testschuhe mußten subjektiv passen
- Alter mindestens 15 Jahre
- freiwillige Teilnahme nach ausführlicher Information und Einwilligung, bei Probanden unter 18 Jahren mit Einwilligung der Eltern

Die Testpersonen wurden im Vorfeld der Studie einer orthopädischen Untersuchung unterzogen, um den Status des Bewegungsapparates zu überprüfen und eventuelle anatomische oder orthopädische Besonderheiten in der Auswertung zu berücksichtigen.

Besonderes Augenmerk wurde dabei auf die Untersuchung der unteren Extremität gerichtet. So wurden Beinachsen, Gelenkstellung und Bewegungsumfang, besonders in Sprung- und Kniegelenk sowie im Bereich des Fußes, und Stellung und Form der Füße gemessen und dokumentiert.

Ausschlußkriterien waren:

- posttraumatische Zustände oder Schmerzsyndrome der unteren Extremität und der Wirbelsäule
- Medikamenteneinnahme
- Herz-, Kreislaufferkrankungen

### 3.2 Material

Zwei standardisierte Testschuhe der Marke adidas™ wurden mit dem sogenannten Lieblingsschuh und einem Barfußlauf der einzelnen Läufer verglichen. Als Lieblingsschuh wurde derjenige Schuh definiert, den die Läufer normalerweise zu Trainings- oder Wettkampfszwecken nutzen und der für sie optimale Eigenschaften im Sinne von Komfort und Performance bot. Diese Schuhe waren für den einzelnen Läufer bei ihnen unbekanntem biomechanischen Parametern von einer für sie bewährten Funktionalität geprägt. Es ist anzunehmen, daß beim Lieblingsschuh die Interaktion zwischen Fuß und Schuh in einem vom Läufer als optimal empfundenen und eingeschätzten Bereich lag.

Die beiden Vergleichsschuhe der Marke adidas™ mit der Modellbezeichnung Tremor hatten einen identischen Sohlenaufbau und identische Materialeigenschaften. Sie unterschieden sich lediglich in der Form des Leistens mit unterschiedlicher Aufbiegung, Sprengung und Biegung. Der Testschuh 2 war seit längerer Zeit im Cushioningsegment auf dem Markt. Der Testschuh 1 war ein modifizierter Prototyp mit etwas geringerer Biegung und einer geringeren Aufbiegung. Der Rückfußbereich war etwas enger gestaltet, der Mittelfußbereich hingegen etwas höher und breiter. Der Zehenbereich wiederum war schmaler. Diese Änderungen basierten auf Messungen mit einem Yeti 3-D-Fußscanner (Vorum Research™, Vancouver, Canada) und waren optisch kaum zu erfassen.

### 3.3 Methoden

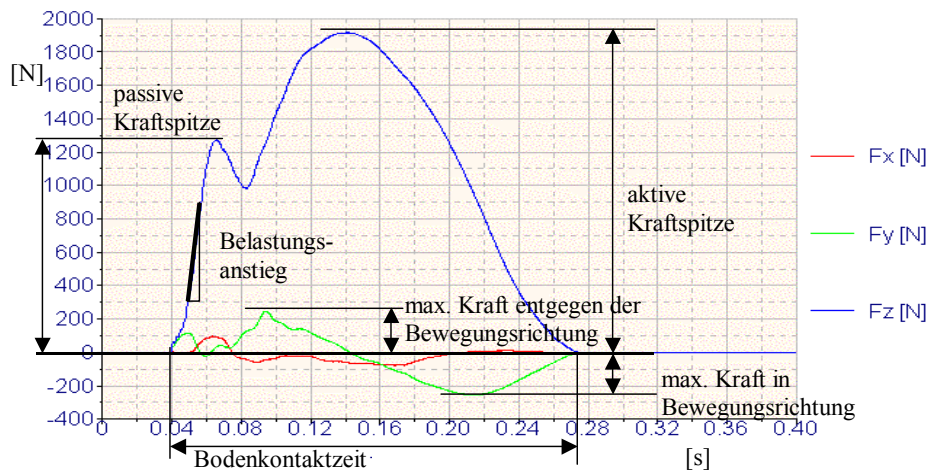
#### 3.3.1 Kinetische Datenerhebung

Die kinetischen Daten wurden mit einer Kistler-Kraftmeßplatte erhoben (siehe Abbildung 2). Diese ermöglicht eine Messung der Bodenreaktionskräfte, welche beim Kontakt des Fußes bzw. des Schuhs mit dem Boden entstehen, in Abhängigkeit von der Bodenkontaktzeit.



**Abbildung 2:** Kistler-Kraftmeßplatte zur Messung der Bodenreaktionskräfte

Die Meßplatte ist eben in den Boden eingelassen und an vier Kraftsensoren aufgehängt, die Kraftkomponenten in allen Richtungen des Raumes erfassen. Alle gemessenen Daten werden auf einen Rechner übertragen und können dort gespeichert und ausgewertet werden. Gemessen werden die Kraftkomponenten in vertikaler, anterior-posteriorer und horizontaler, d.h. mediolateraler Richtung (siehe Abbildung 3).



**Abbildung 3:** Vertikale (blau), anterior-posteriore (grün) und medio-laterale (rot) Kraftkomponenten der Kistler-Platte

Die vertikal und anterior-posterior gerichteten Kraftkomponenten entstehen durch Aufsetzen und Abstoßen des Fußes bzw. Schuhs in Laufrichtung.

Die vertikale Komponente hat bei Fersenzählern einen typischen zweigipfeligen Verlauf. Der erste Gipfel entsteht durch das Aufsetzen der Ferse innerhalb der ersten 20 bis 30 ms nach Bodenkontakt und wird passive Kraftspitze bzw. Initialzacke (impact peak) genannt. Der zweite Gipfel entsteht durch das Abdrücken des Fußes vom Boden und wird aktive Kraftspitze (active peak) genannt. Die vertikale Bodenreaktionskraft hat von allen gemessenen Kräften den größten Betrag (ca. 2,5faches Körpergewicht bzw. 1400 - 2300 N) und gilt als zuverlässigste Methode zur Erfassung von Gelenkbelastungen.

Die anterior-posteriore Komponente hat ebenfalls einen Gipfel innerhalb der ersten Hälfte der Bodenkontaktzeit. Dieser stellt die maximale Kraft entgegen der Bewegungsrichtung, also die bremsende Kraft, dar. Der zweite Gipfel innerhalb der zweiten Hälfte der Bodenkontaktzeit ist dem ersten gegenläufig und stellt die maximale Kraft in Richtung der Bewegung, also die beschleunigende Kraft, dar. Die Beträge dieser Kraftkomponente (200 - 400 N) sind wesentlich geringer als diejenigen der vertikalen Komponente.

Die horizontale Kraftkomponente entsteht durch seitliches Gleiten oder Rutschen und ist sehr stark abhängig von Laufstil und -geschwindigkeit, von Schuhen und Untergrund.

Der Verlauf ist mit verschiedenen Maxima und Minima stets uneinheitlich, und die Beträge dieser Kraftkomponente liegen deutlich unter denen der vertikalen und anterior-posterioren Komponenten.

Im einzelnen wurden folgende Variablen berechnet und für die weitere Auswertung verwendet:

- Passive Kraftspitze [N/KgKG]: Kraftspitze in vertikaler Richtung, durch das Aufsetzen der Ferse verursacht.
- Belastungsrate [N/KgKG\*s]: Steigung der Kurve zur passiven Kraftspitze. Mathematisch ist die Belastungsrate der Maximalwert der Funktion  $f = \Delta F / \Delta t$ . Die Belastungsrate ist ebenso wie die absolute Kraft ein wesentlicher Parameter bei der Messung und Beurteilung der Belastungsintensität des aktiven und passiven Bewegungsapparates.
- Aktive Kraftspitze [N/KgKG]: Kraftspitze in vertikaler Richtung, durch das Abdrücken des Fußes vom Boden verursacht.
- Maximale Kraft entgegen der Bewegungsrichtung [N/KgKG]: Kraft entgegen der Laufrichtung, durch das Abbremsen des Körpers verursacht.
- Maximale Kraft in Bewegungsrichtung [N/KgKG]: Kraft in Richtung der Bewegung, durch das Beschleunigen des Körpers verursacht.
- Kontaktzeit [ms]: Zeitspanne des Kontaktes des Fußes mit dem Boden.

Alle Kräfte sind in N/kgKG (Newton/Kilogramm Körpergewicht) umgerechnet und angegeben, um den Einfluß des unterschiedlichen Gewichts der Läufer auf die einzelnen Kräfte auszuschalten und somit die Ergebnisse zwischen den verschiedenen Läufern, aber auch mit anderen Meßsystemen, vergleichen zu können.

Alle Messungen wurden beim Laufen über Grund durchgeführt. Die Kistler-Messplatte wurde in der Mitte einer ca. 30 Meter langen Tartanbahn in einer Halle positioniert. Die Temperatur war per Klimaanlage konstant auf 21,5° geregelt, um die temperaturempfindliche Metallkonstruktion der Kistler-Meßplatte keinen Temperaturschwankungen auszusetzen, was zur Dehnung der Kraftsensoren und zu unkontrollierten Kraftentwicklungen und damit zu verfälschten Ergebnissen hätte führen können.

Um weitere Meßfehler, beispielsweise durch einen verkürzten oder verlängerten letzten Schritt, auszuschließen, wurde der Anlauf von jedem Probanden individuell festgelegt.

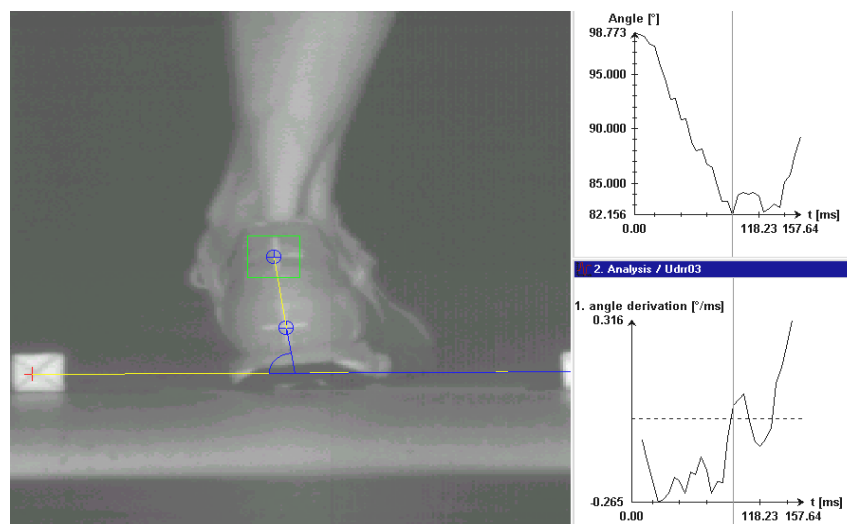
Die Laufgeschwindigkeit wurde mittels einer in Höhe der Meßplatte installierten Lichtschranke gemessen und auf  $3,5 \text{ m/s} \pm 0,2 \text{ m/s}$  normiert, um den Einfluß der Laufgeschwindigkeit auf die Bodenreaktionskräfte auszuschalten.

Sämtliche Messungen wurden mindestens fünfmal durchgeführt. Unbrauchbare oder verfälschte Messungen wurden sofort verworfen.

### 3.3.2 Kinematische Datenerhebung

Die kinematischen Daten wurden mit einer 2-D-Hochgeschwindigkeits-Videokamera (Microkam 200, Mikromak Computer Systeme<sup>TM</sup>) erhoben. Die Kamera ermöglichte die Aufzeichnung und Messung des schnellen Bewegungsablaufs des Fußes beim Bodenkontakt in Abhängigkeit zur Bodenkontaktzeit.

Das Meßsystem arbeitet mit einem CCD Chip (8 Bit Graustufung) und einer Auflösung von  $256 \times 256$  Pixel. Die Empfindlichkeit des Systems liegt bei ISO 3200. Es werden 220 Bilder/Sekunde aufgezeichnet. Bei einer durchschnittlichen Laufgeschwindigkeit von  $3,5 \text{ m/s}$  liegt die Bodenkontaktzeit bei etwa  $250 \text{ ms}$ , was 55 Bildern entspricht. Die Bilder werden von der Kamera in einen Rechner übertragen und können dort gespeichert und weiterverarbeitet werden. Die Bearbeitung geschah mittels einer softwaregestützten Einzelbildauswertung (Winanalyse, Version 1.4, Mikromak Computer Systeme<sup>TM</sup>) (siehe Abbildung 4).



**Abbildung 4:** Bilder der Hochgeschwindigkeitskamera für die kinematische Messung von dorsal mit dem Tracking-System der Analysesoftware (linkes Bild) sowie zeitlicher Verlauf des Fersenbeinwinkels (rechts oben) und der Bewegungsgeschwindigkeit (rechts unten)

Der Bewegungsablauf des Fußes in der Standphase des Gangzyklus ist eine zusammengesetzte Bewegung aus Pronation und Supination. Die Pronation besteht aus drei unterschiedlichen

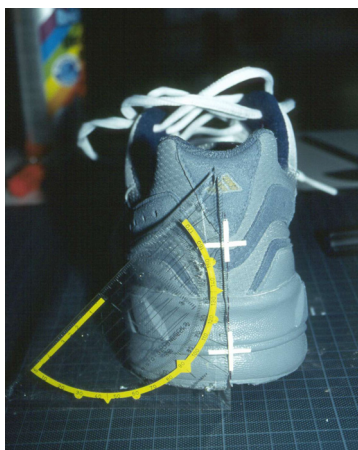


Komponenten: Außenrotation, Eversion und Dorsalflexion. Aufgrund des engen Zusammenhangs dieser drei Bewegungskomponenten erlaubt die Messung einer einzelnen Komponente jeweils zuverlässige Rückschlüsse auf die Pronationsbewegung. Aus technischen Gründen, aber auch aufgrund dieses engen Zusammenhanges mit der Bewegung im Subtalargelenk, wird im allgemeinen die Eversion des Calcaneus als Maß der Pronation herangezogen.

Im einzelnen wurden folgende Parameter gemessen und für die weitere Bearbeitung verwendet:

- Fersenaufsetzwinkel [ $^{\circ}$ ]: Fersenbeinwinkel  $\gamma$  zum Zeitpunkt des ersten Bodenkontaktes in der Frontalebene
- Maximaler Pronationswinkel [ $^{\circ}$ ]: Fersenbeinwinkel  $\gamma$  zum Zeitpunkt der maximalen Pronation in der Frontalebene
- Zeitpunkt des maximalen Pronationswinkels [ms]
- Maximale Pronationswinkelgeschwindigkeit [ $^{\circ}/s$ ]: Winkeländerung des Fersenbeinwinkels  $\gamma$  pro Zeiteinheit
- Bewegungsumfang des Fersenbeins [ $^{\circ}$ ]: Winkel zwischen maximaler Supination und Pronation in der Frontalebene

Vergleichend gemessen wurden die Parameter eines Barfußlaufes und des Laufes mit den unterschiedlichen Schuhen. Auch hier wurden alle Messungen fünfmal durchgeführt. Fehlerhafte oder unbrauchbare Ergebnisse wurden sofort verworfen und die Messungen wiederholt. Für die Videoaufnahmen wurden die linken Schuhe und Füße markiert. Am Fuß wurde eine Markierung über der Calcaneusspitze und eine weitere über dem Ansatz der Achillessehne am Calcaneus mit schwarzem wasserfestem Stift angebracht, am Schuh wurden mittig und rechtwinklig zur Sohle ebenfalls zwei Markierungen aus 2 mm breiten reflektierenden Tapestreifen gesetzt. Die Fersenkappen der Schuhe wurden zur besseren Kontrastierung mit Farbe oder Tape abgedunkelt (siehe Abbildung 5).



**Abbildung 5:** Markierung der Testschuhe zur Bestimmung des Eversionswinkels

Die Aufnahmen erfolgten in der Frontalebene von posterior. Dazu wurde die Kamera hinter den Probanden am Anfang der ca. 30 m langen Tartanbahn positioniert und so fokussiert, daß der dorsale Fuß und der distale Unterschenkel beim Kontakt mit der Meßplattform bildfüllend dargestellt wurden. Die Meßplattform war ebenfalls mittig auf der Bahn in den Boden eingelassen und diente gleichzeitig zur Messung der Kraft-Zeit-Kurven. Für optimale Verhältnisse wurde die Meßeinheit mit zwei Scheinwerfern ausgeleuchtet. Die Bodenebene war mit reflektierenden Würfeln zur Kontrastierung für die Kamera markiert. Den Läufer erlaubten Markierung am Boden, die Länge des Anlauf individuell auszumessen und festzulegen. Auch hier war die Laufgeschwindigkeit mittels Lichtschranke auf  $3,5 \pm 0,2$  m/s festgelegt, um höhere Pronationswinkel durch höhere Laufgeschwindigkeiten, wie von Nigg (1986) und Frederick (1986 a) berichtet, zu vermeiden.

Die Konditionen in der Halle während der Messungen entsprachen denjenigen, die bei der Erhebung der kinetischen Daten herrschten.

### **3.3.3 Messung der plantaren Druckverteilung**

Die plantare Druckverteilung wurde mit einem Druckmeßsystem (Footscan plate system PRO XL, Fa. Rscan<sup>TM</sup>) gemessen, welches sowohl statische als auch dynamische Messungen erlaubt (siehe Abbildung 6). Die Meßplatte besteht aus 8192 Drucksensoren mit einer Größe von 5 x 6,6 mm pro Sensor. Diese Meßzellen registrieren die Druckänderungen auf resistiver Basis, d.h. über eine Änderung des elektrischen Widerstandes. Die Software errechnet die Summe aller aufgenommenen Druckwerte und den Druckverlauf in Abhängigkeit von der Zeit.



**Abbildung 6:** plantare Druckmessung mit RS-footscann

Die Messung wurde gleichzeitig mit der kinematischen Messung durchgeführt. Der Versuchsaufbau ist dort beschrieben.

### **3.4 Statistische Methoden**

Die statistische Auswertung der gesammelten Daten erfolgte mit einem SPSS Statistik Programm für Windows. Relative Häufigkeiten wurden in Prozent angegeben. Als Lagemaße wurden das arithmetische Mittel mit Standardabweichung, der Median und die Quartile zur Charakterisierung der Streuung verwendet. Die Normalverteilung der Stichproben wurde mit dem Kolmogorov-Smirnov-Test geprüft. Mittelwertvergleiche wurden bei einer Anzahl von 2 Stichproben mit dem t-Test für unabhängige Stichproben durchgeführt, bei einer Anzahl größer als 2 Stichproben mit der univariaten Varianzanalyse (ANOVA). Alle Korrelationen wurden auf Signifikanz getestet. P-Werte kleiner als 0,05 wurden als signifikant betrachtet, p-Werte zwischen 0,1 und 0,05 als Trend.

Neben der tabellarischen Darstellung wurden zur graphischen Veranschaulichung der gemessenen Werte, einschließlich der Mittelwert- und Streuungsmaße, Whiskers-Box-Plots erstellt.

## 4 Ergebnisse

### 4.1 Probanden

Tabelle 1 stellt die arithmetischen Mittel des Alters, der Körpergröße und des Gewichtes der 36 Probanden dar. Der Body-Mass-Index (BMI) wurde nach der Formel Gewicht/ Körpergröße in Metern<sup>2</sup> errechnet.

**Tabelle 1:** Alter, Gewicht und Körpergröße der 36 Probanden

n= 36	AM (SD)	Median	Minimum	Maximum
Alter (Jahre)	31,25 (8,91)	28	16	64
Körpergröße (cm)	176 (5,56)	175	168	188
Gewicht (kg)	72,2 (7,12)	72,0	58	85
BMI (kg/m <sup>2</sup> )	23,2 (1,92)	23,1	20,1	27,9

Anmerkung: AM: arithmetisches Mittel, SD: Standardabweichung

Alle Probanden waren ambitionierte Freizeitsportler, davon waren 11 Probanden mit einer Laufleistung über 50 km wöchentlich leistungsorientierte Läufer. Stellte der Laufsport die Hauptsportart dar, wurden bis zu 7 Trainingseinheiten pro Woche absolviert. Waren andere Sportarten die Hauptsportart (z.B. Tennis, Fußball, Basketball), wurde mindestens eine wöchentliche Trainingseinheit Laufsport ausgeführt. Die wöchentlichen Laufleistung lag zwischen 5 und 100 km verteilt auf mehrere Trainingseinheiten mit einer Dauer von 30 min bis zu 90 min. In Tabelle 2 sind Angaben zur Trainingsstruktur der Probanden aufgeführt.

**Tabelle 2:** Trainingsgewohnheiten der 36 Probanden

n=36	AM (SD)	Median	Minimum	Maximum
Trainingseinheiten (TE) Laufsport/ Woche	3,0 (1,76)	2	1	7
Trainingsdauer (min) beim Laufsport	51 (17,84)	45	30	90
Laufstrecke (km)/ Trainingseinheit	9,1 (3,92)	8	4	20
Laufstrecke (km)/ Woche	32,5 (31,03)	15	15	100

Anmerkung: AM: arithmetisches Mittel, SD: Standardabweichung

Bei der orthopädischen Untersuchung zeigte sich eine breite Variabilität der anatomischen Strukturen ohne funktionelle Abweichungen oder Einschränkungen in der Beweglichkeit. Lediglich bei einem Probanden zeigte sich eine deutliche, aber asymptotische Beinlängendifferenz von 1,5 cm. Während der Testungen traten bei keinem der Probanden orthopädische

Beschwerden auf.

#### **4.2 Laufstil der Probanden**

Alle Probanden, mit Ausnahme des Probanden Nr. 22, waren Rückfußläufer, bei denen in der Standphase des Gangzyklus der erste Bodenkontakt über die Ferse erfolgt und dann der Fuß über Mittel- und Vorfuß abgerollt wird. Proband Nr. 22 war Vorfußläufer mit einem gänzlich abweichenden Bewegungsmuster. Die Ergebnisse dieses Läufers wurden deshalb von den Korrelationsberechnungen ausgeschlossen.

#### **4.3 Schuhtypen des Lieblingslaufschuhs**

Die verwendeten Lieblingsschuhe wurden aufgrund ihrer unterschiedlichen Bauarten in verschiedene Kategorien eingeteilt. Es wurden 12 Paar Stabilschuhe, 16 Paar Cushioningschuhe, 2 Paar Trailsschuhe, 2 Paar Wettkampfschuhe und 4 Paar Allroundschuhe von den einzelnen Läufern verwendet.

Im einzelnen kamen die folgenden Lieblingsschuhe zum Einsatz:

ADIDAS™ (n=14): Modelle: Ozweego, Response TR, Sondermodell Allroundschuh, Argonaut, Monza F1-ZX, Supernova, EQT, Vapor, Response, Adios 2U, Sondermodell Cushioningschuh

PUMA™ (n=2): Modell Venom

ASICS™ (n=5): Modelle: Gel 130, Sondermodell Cushioningschuh, Gel Saga, Gel 130, Gel 121

NIKE™ (n=8): Modelle: Air Structure, Air Pegasus, TN Air, Air Max, Air Tailwind, Air 180

REEBOK™ (n=5): Modelle: Classic, DMX 10, Sondermodell Allround, Sondermodell Stabilschuh

ETONIC™ (n=1): Sondermodell Allround

TRINOMIC™ (n=1): No-name-Produkt

## 4.4 Resultate der kinetischen Messungen

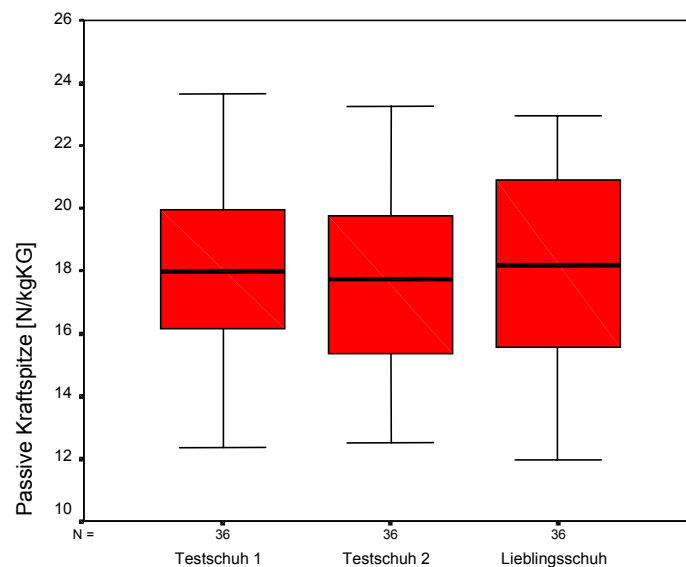
### 4.4.1 Passive Kraftspitze (Initial Peak)

**Tabelle 3:** Passive Kraftspitze (Initial Peak) n=36

	n	AM	SD	Median	Min.	Max.
Passive Kraftspitze [N/kgKG] <i>Testschuh 1</i>	36	18,02	2,69	17,98	12,33	23,63
Passive Kraftspitze [N/kgKG] <i>Testschuh 2</i>	36	17,43	2,67	17,74	12,51	23,23
Passive Kraftspitze [N/kgKG] <i>Lieblingsschuh</i>	36	17,96	3,06	18,20	11,94	22,94

Anmerkung: AM: Arithmetisches Mittel, SD: Standardabweichung, Min.: Minimaler Wert, Max.: Maximaler Wert

Für die passive Kraftspitze ergab sich mittels der univariaten Varianzanalyse kein signifikanter Unterschied zwischen den Testschuhen 1 und 2 und dem Lieblingslaufschuh (s. Tabelle 3, Abbildung 7).



**Abbildung 7:** Vergleich der passiven Kraftspitze (n=36)

#### 4.4.2 Belastungsrate

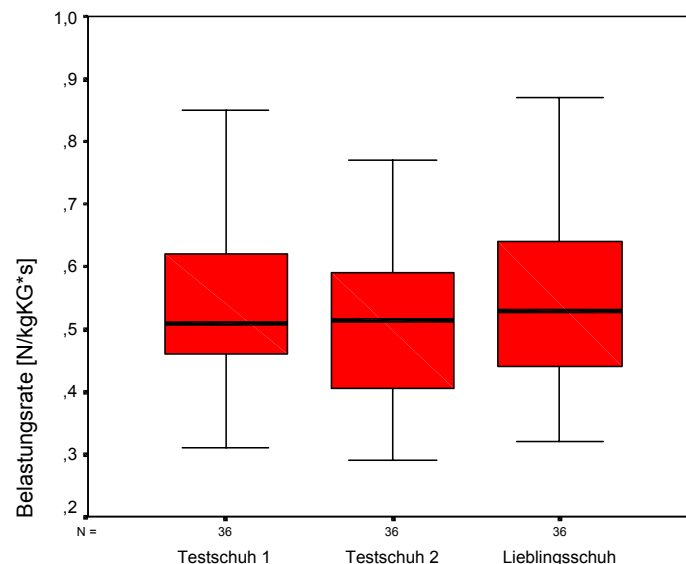
**Tabelle 4:** Belastungsrate n=36

	n	AM	SD	Median	Min.	Max.
Belastungsrate [kN/skgKG] <i>Testschuh 1</i>	36	0,54	0,13	0,51	0,31	0,85
Belastungsrate [kN/skgKG] <i>Testschuh 2</i>	36	0,52	0,13	0,52	0,29	0,77
Belastungsrate [kN/skgKG] <i>Lieblingsschuh</i>	36	0,55	0,15	0,53	0,32	0,87

Anmerkung: AM: Arithmetisches Mittel, SD: Standardabweichung, Min.: Minimaler Wert, Max.: Maximaler Wert

Mittels der univariaten Varianzanalyse konnte ein signifikanter Unterschied für die Belastungsrate zwischen den drei Schuhen errechnet werden ( $p=0,01$ ).

Bei dem anschließenden t-Test für unabhängige Stichproben zur Identifikation paarweiser Differenzen zeigte der Testschuh 2 eine signifikant niedrigere Belastungsrate als Testschuh 1 und der Lieblingsschuh (Testschuh 1 zu Testschuh 2  $p=0,02$ ; Testschuh 2 zu Lieblingsschuh  $p=0,02$ ) Zwischen dem Testschuh 1 und dem Lieblingsschuh wurden hingegen keine signifikanten Differenzen in der Belastungsrate errechnet. Der intraindividuelle Vergleich der drei Schuhe ergab jedoch keinen signifikanten Unterschied (s. Tabelle 4, Abbildung 8).



**Abbildung 8:** Vergleich der Belastungsrate zwischen den Schuhen (n=36)

### 4.4.3 Aktive Kraftspitze

**Tabelle 5:** Aktive Kraftspitze (n=36)

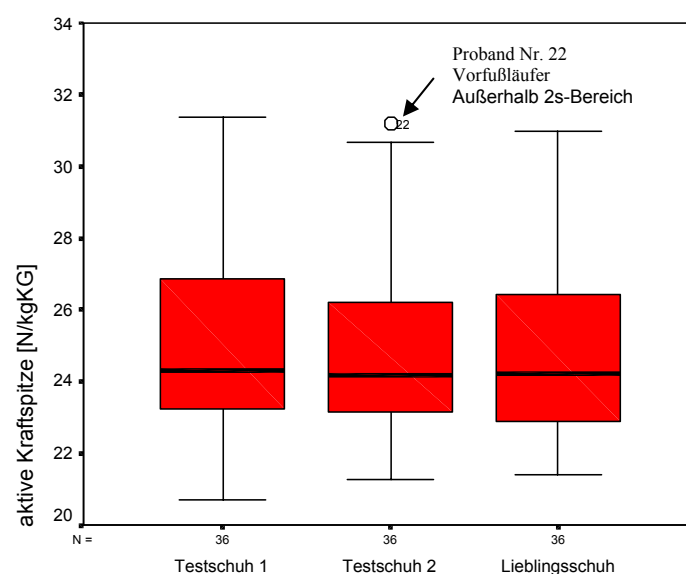
	n	AM	SD	Median	Min.	Max.
Aktive Kraftspitze [N/kg/KG] <i>Testschuh 1</i>	36	25,10	2,53	24,31	20,71	31,39
Aktive Kraftspitze [N/kg/KG] <i>Testschuh 2</i>	36	24,78	2,49	24,20	21,27	31,18
Aktive Kraftspitze [N/kg/KG] <i>Lieblingsschuh</i>	36	24,74	2,38	24,24	21,42	30,97

Anmerkung: AM: Arithmetisches Mittel, SD: Standardabweichung, Min: Minimaler Wert, Max: Maximaler Wert

Mittels der univariaten Varianzanalyse konnte ein signifikanter Unterschied für die aktive Kraftspitze zwischen den drei Schuhen festgestellt werden ( $p < 0,01$ ).

Bei dem anschließenden t-Test für unabhängige Stichproben zur Identifikation paarweiser Differenzen zeigte sich für den Testschuh 1 eine signifikant höhere aktive Kraftspitze als für Testschuh 2 und den Lieblingsschuh (Testschuh 1 zu Testschuh 2  $p < 0,01$ ; Testschuh 1 zu Lieblingsschuh  $p < 0,01$ )

Zwischen Testschuh 2 und dem Lieblingsschuh hingegen ergab sich keine signifikante Differenz. Die höchsten Werte für die aktive Kraftspitze von ca. 31 N/kgKG ergaben sich bei Proband 22, dem einzigen Vorfußläufer (siehe Tabelle 5). Die Werte lagen dabei bei Testschuh 2 außerhalb, bei Testschuh 1 und dem Lieblingsschuh jeweils knapp unterhalb des 2s Intervalls (s. Abbildung 9).



**Abbildung 9:** Vergleich der aktiven Kraftspitze (n=36). Anmerkung: Kreise markieren Ausreißer.



#### 4.4.4 Maximale Kraft entgegen der Bewegungsrichtung

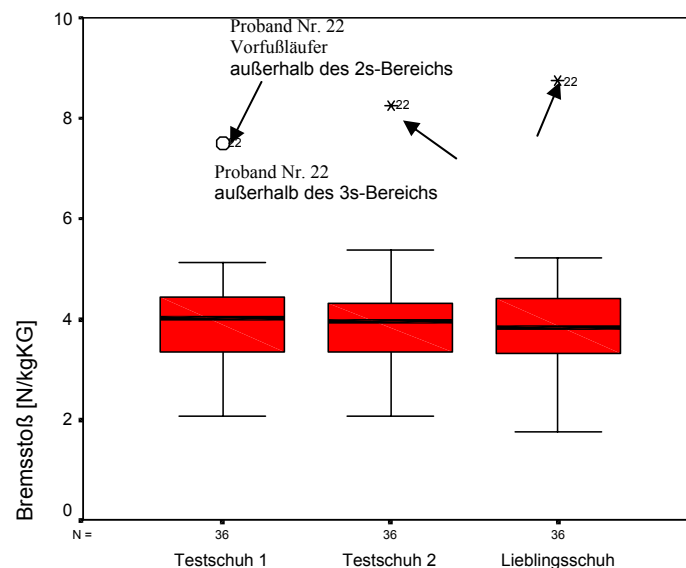
**Tabelle 6:** Maximale Kraft entgegen der Bewegungsrichtung (n=36)

	n	AM	SD	Median	Min.	Max.
Maximale Kraft entgegen der Bewegungsrichtung [N/kg/KG] <i>Testschuh 1</i>	36	3,93	0,96	4,01	2,05	7,51
Maximale Kraft entgegen der Bewegungsrichtung [N/kg/KG] <i>Testschuh 2</i>	36	3,93	0,98	3,96	2,07	8,25
Maximale Kraft entgegen der Bewegungsrichtung [N/kg/KG] <i>Lieblingsschuh</i>	36	3,96	1,12	3,83	1,76	8,74

Anmerkung: AM: Arithmetisches Mittel, SD: Standardabweichung, Min: Minimaler Wert, Max: Maximaler Wert

Für die maximale Kraft entgegen der Bewegungsrichtung ergab sich mittels der univariaten Varianzanalyse kein signifikanter Unterschied zwischen den einzelnen Schuhen (siehe Tabelle 6).

Die höchsten Werte für die maximale Kraft entgegen der Bewegungsrichtung ergaben sich wiederum für den Vorfußläufer, Proband 22, und lagen bei allen drei Schuhen außerhalb des 2s Intervalls (siehe Abbildung 10).



**Abbildung 10:** Vergleich der maximalen Kraft entgegen der Bewegungsrichtung (n=36).

Anmerkung: Kreise markieren Ausreißer, Sterne markieren Extremwerte.

#### 4.4.5 Maximale Kraft in Bewegungsrichtung

**Tabelle 7:** maximale Kraft in Bewegungsrichtung n=36

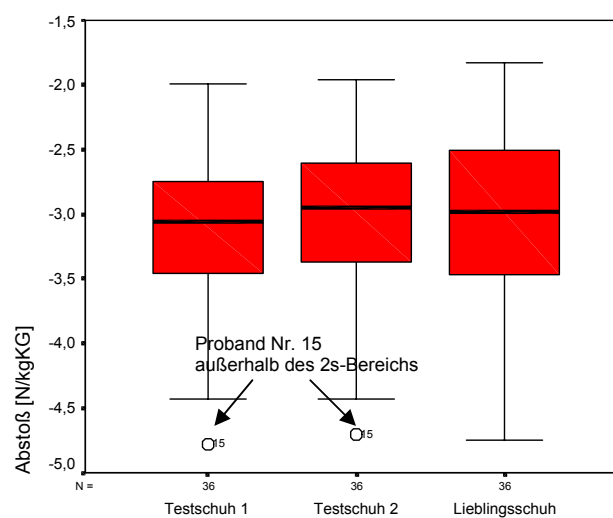
	n	AM	SD	Median	Min.	Max.
Maximale Kraft in Bewegungsrichtung [N/kgKG] <i>Testschuh 1</i>	36	-3,11	0,64	-3,06	-4,78	-1,99
Maximale Kraft in Bewegungsrichtung [N/kgKG] <i>Testschuh 2</i>	36	-3,02	0,65	-2,95	-4,70	-1,96
Maximale Kraft in Bewegungsrichtung [N/kgKG] <i>Lieblingsschuh</i>	36	-3,03	0,67	-2,99	-4,75	-1,83

Anmerkung: AM: Arithmetisches Mittel, SD: Standardabweichung, Min: Minimaler Wert, Max: Maximaler Wert

Mittels der univariaten Varianzanalyse konnte für die maximale Kraft in Bewegungsrichtung eine signifikante Differenz zwischen den Schuhen ermittelt werden ( $p < 0,01$ ).

Hier ergab sich bei dem anschließenden t-Test für unabhängige Stichproben zur Identifikation paarweiser Differenzen ein signifikant höherer Wert für Testschuh 1 im Vergleich zu Testschuh 2 ( $p < 0,01$ ). Zwischen Testschuh 1 und dem Lieblingsschuh wurde im t-Test mit  $p = 0,09$  ein Trend ermittelt mit einem niedrigeren Wert für den Lieblingsschuh. Zwischen Testschuh 2 und dem Lieblingsschuh ergab sich keine Differenz (siehe Tabelle 7).

Die Werte des Probanden 15 lagen außerhalb des 2s Intervalls (siehe Abbildung 11).



**Abbildung 11:** Vergleich der maximalen Kraft in Bewegungsrichtung (n=36).

Anmerkung: Kreise markieren Ausreißer.

#### 4.4.6 Kontaktzeit

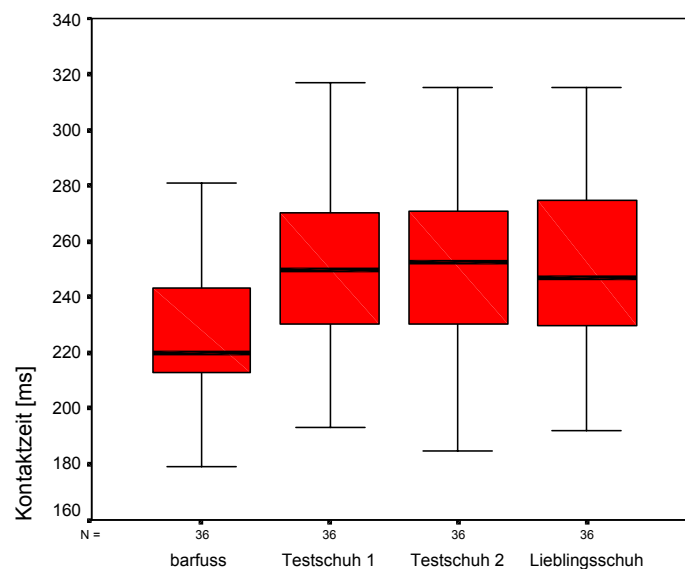
**Tabelle 8:** Kontaktzeit [ms] n=36

	n	AM	SD	Median	Min.	Max.
Kontaktzeit [ms] <i>barfuß</i>	36	225	25,28	220,00	179	281
Kontaktzeit [ms] <i>Testschuh 1</i>	36	251	30,85	249,50	193	317
Kontaktzeit [ms] <i>Testschuh 2</i>	36	253	29,58	252,50	185	315
Kontaktzeit [ms] <i>Lieblingsschuh</i>	36	251	31,40	247,00	192	315

Anmerkung: AM: Arithmetisches Mittel, SD: Standardabweichung, Min.: Minimaler Wert, Max.: Maximaler Wert

Für die Kontaktzeit ergaben sich bei der univariaten Varianzanalyse keine signifikanten Unterschiede zwischen den einzelnen Schuhen.

Bei Einbeziehung des Barfußlaufens hingegen ergab sich in der univariaten Varianzanalyse ein signifikanter Unterschied ( $p < 0,01$ ). Der t-Test ergab paarweise Unterschiede zwischen dem Barfußlauf und dem Laufen in den einzelnen Schuhen, wobei die Kontaktzeit beim Lauf in den einzelnen Schuhen ca. 12 % länger war als beim Barfußlauf ( $p < 0,01$ ) (siehe Tabelle 8, Abbildung 12).



**Abbildung 12:** Vergleich der Kontaktzeit zwischen dem Lauf in Schuhen und dem Barfußlauf (n=36)

## 4.5 Resultate der kinematischen Messungen

### 4.5.1 Fersenaufsetzwinkel in der Frontalebene

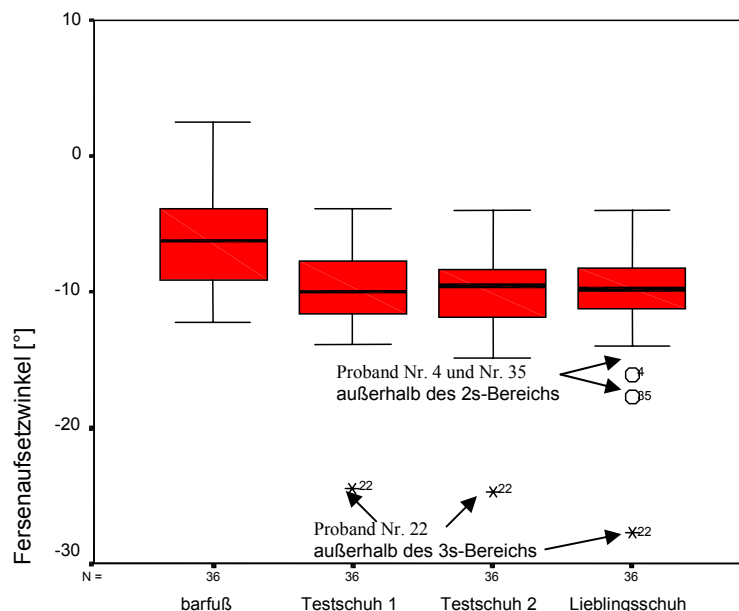
**Tabelle 9:** Fersenaufsetzwinkel in der Frontalebene [°] n=36

	n	AM	SD	Median	Min.	Max.
Fersenaufsetzwinkel [°] <i>barfuß</i>	36	-6,2	3,90	-6,25	-12,2	2,5
Fersenaufsetzwinkel [°] <i>Testschuh 1</i>	36	-9,9	3,61	-10	-24,5	-3,9
Fersenaufsetzwinkel [°] <i>Testschuh 2</i>	36	-10,2	3,76	-9,6	-24,7	-4
Fersenaufsetzwinkel [°] <i>Lieblingsschuh</i>	36	-10,3	4,22	-9,8	-27,8	-4

Anmerkung: AM: Arithmetisches Mittel, SD: Standardabweichung, Min.: Minimaler Wert, Max.: Maximaler Wert

Der Vergleich der Fersenaufsetzwinkel zwischen den einzelnen Schuhen erbrachte in der univariaten Varianzanalyse keinen signifikanten Unterschied.

Dagegen zeigte sich beim Vergleich des Fersenaufsetzwinkels in den einzelnen Schuhen gegenüber dem Fersenaufsetzwinkel beim Barfußlauf in der univariaten Varianzanalyse ein signifikant höherer Inversionswinkel im Schuh gegenüber dem Barfußlauf ( $p < 0,01$ ) (siehe Tabelle 9). Der Inversionswinkel des Vorfußläufers lag jeweils außerhalb des 3s Bereichs (siehe Abbildung 13).



**Abbildung 13:** Fersenaufsetzwinkel im Vergleich zwischen Barfußlauf und dem Lauf in den getesteten Schuhen (n=36). Anmerkung: Kreise markieren Ausreißer, Sterne markieren Extremwerte.

## 4.5.2 Maximaler Pronationswinkel der Ferse

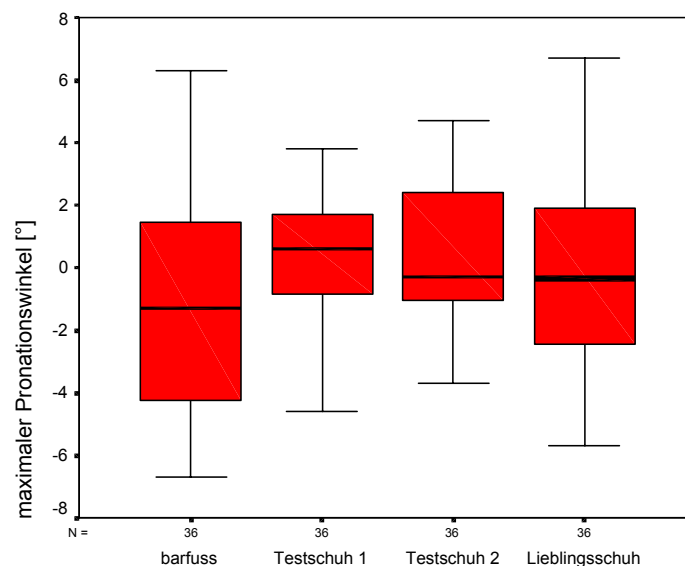
**Tabelle 10:** Maximaler Pronationswinkel der Ferse [°] n=36

	n	AM	SD	Median	Min.	Max.
Maximaler Pronationswinkel [°] <i>barfuß</i>	36	-0,9	3,55	-1,3	-6,7	6,3
Maximaler Pronationswinkel [°] <i>Testschuh 1</i>	36	0,4	1,84	0,6	-4,6	3,8
Maximaler Pronationswinkel [°] <i>Testschuh 2</i>	36	0,3	2,22	-0,3	-3,7	4,7
Maximaler Pronationswinkel [°] <i>Lieblingsschuh</i>	36	-0,3	3,07	-0,35	-5,7	6,7

Anmerkung: AM: Arithmetisches Mittel, SD: Standardabweichung, Min.: Minimaler Wert, Max.: Maximaler Wert

Der Vergleich der einzelnen Schuhe untereinander erbrachte in der univariaten Varianzanalyse keine signifikanten Unterschiede.

Im Vergleich der maximalen Pronationswinkel beim Lauf in den einzelnen Schuhen und beim Barfußlauf hingegen wurden mittels der univariaten Varianzanalyse signifikante Unterschiede ermittelt ( $p=0,02$ ). Der anschließende t-Test für unabhängige Stichproben zeigte sowohl für Testschuh 1 ( $p=0,02$ ) als auch für Testschuh 2 ( $p=0,03$ ) einen signifikant höheren maximalen Pronationswinkel als beim Barfußlauf. Dagegen ergab sich kein signifikanter Unterschied beim Barfußlauf und dem Lauf im Lieblingsschuh (siehe Tabelle 10, Abbildung 14).



**Abbildung 14:** Maximaler Pronationswinkel der Ferse im Vergleich (n=36)

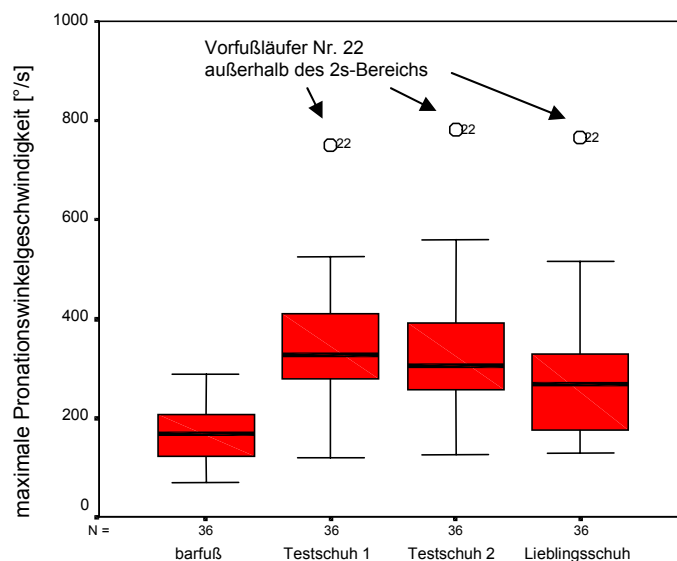
### 4.5.3 Maximale Pronationswinkelgeschwindigkeit

**Tabelle 11:** Maximale Pronationswinkelgeschwindigkeit [°/s] n=36

	n	AM	SD	Median	Min.	Max.
Max. Pron.winkelgeschw. [°/s] <i>barfuß</i>	36	170	55,42	166,5	70	286
Max. Pron.winkelgeschw. [°/s] <i>Testschuh 1</i>	36	341	117,65	327,5	118	750
Max. Pron.winkelgeschw. [°/s] <i>Testschuh 2</i>	36	328	123,79	305,5	126	781
Max. Pron.winkelgeschw. [°/s] <i>Lieblingsschuh</i>	36	279	130,95	267,5	127	765

Anmerkung: AM: Arithmetisches Mittel, SD: Standardabweichung, Min.: Minimaler Wert, Max.: Maximaler Wert

Mittels der univariaten Varianzanalyse wurden signifikante Unterschiede der maximalen Pronationswinkelgeschwindigkeit beim Lauf in den Schuhen und dem Barfußlauf ermittelt ( $p < 0,01$ ). Diese war beim Barfußlauf am niedrigsten und war im anschließenden t-Test bei allen drei Schuhen signifikant höher ( $p = 0,01$ ). Beim Vergleich der Schuhe untereinander lag im t-Tests die maximale Pronationswinkelgeschwindigkeit des Lieblingsschuhs signifikant unterhalb der der Testschuhe 1 und 2 ( $p < 0,01$ ). Diese unterschieden sich, bei einem niedrigeren Wert für Testschuh 2, allerdings nicht signifikant voneinander (siehe Tabelle 11). Bei allen Schuhen lagen die Werte des Probanden 22, des Vorfußläufers, außerhalb des 2s Intervalls (siehe Abbildung 15).



**Abbildung 15:** Maximale Pronationswinkelgeschwindigkeit im Vergleich (n=36).

Anmerkung: Kreise markieren Ausreißer, Sterne markieren Extremwerte.

#### 4.5.4 Zeitpunkt des maximalen Pronationswinkels

**Tabelle 12:** Zeitpunkt des maximalen Pronationswinkels [ms] n=36

	n	AM	SD	Median	Min.	Max.
Zeitpunkt max. Pronationswinkel [ms] <i>Barfuß</i>	36	85	33,33	91	27	154
Zeitpunkt max. Pronationswinkel [ms] <i>Testschuh 1</i>	36	86	32,28	82	45	167
Zeitpunkt max. Pronationswinkel [ms] <i>Testschuh 2</i>	36	99	32,18	93	45	167
Zeitpunkt max. Pronationswinkel [ms] <i>Lieblingsschuh</i>	36	105	34,74	104	41	186

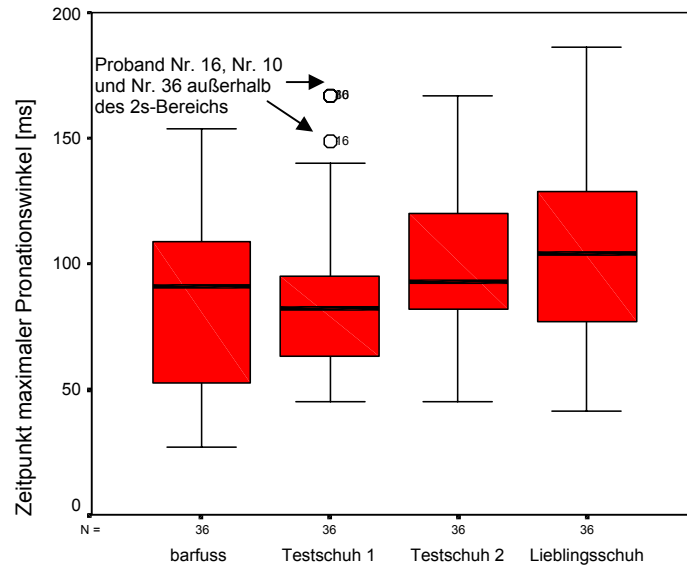
Anmerkung: AM: Arithmetisches Mittel, SD: Standardabweichung, Min.: Minimaler Wert, Max.: Maximaler Wert

Für alle Gruppen ergaben sich in der univariaten Varianzanalyse signifikante Unterschiede für den Zeitpunkt der maximalen Pronation ( $p < 0,01$ ). Dieser lag bei Testschuh 1 am frühesten, bei dem Lieblingsschuh hingegen am spätesten. Zwischen dem Barfußlauf und dem Lauf in Testschuh 1 ergab sich keine signifikante Differenz.

Für Testschuh 2 ( $p = 0,01$ ) und den Lieblingslaufschuh ( $p < 0,01$ ) zeigte der t-Test signifikant spätere Zeitpunkte der maximalen Pronation im Vergleich zum Barfußlauf.

Der Vergleich der Schuhe untereinander erbrachte im t-Test sowohl einen signifikanten Unterschied zwischen Testschuh 1 und Testschuh 2 ( $p < 0,01$ ) als auch zwischen Testschuh 1 und dem Lieblingslaufschuh ( $p < 0,01$ ). Dahingegen zeigte der Vergleich zwischen Testschuh 2 und dem Lieblingsschuh keinen signifikanten Unterschied (siehe Tabelle 12).

Die Werte der Probanden Nr. 10, Nr. 16 und Nr. 36 lagen für den Testschuh 1 außerhalb des 2s Intervalls, für Testschuh 2 und den Lieblingslaufschuh jeweils an der oberen Grenze des Vertrauensintervalls (siehe Abbildung 16).



**Abbildung 16:** Zeitpunkt des maximalen Pronationswinkels nach Bodenkontakt im Vergleich (n=36). Anmerkung: Kreise markieren Ausreißer.



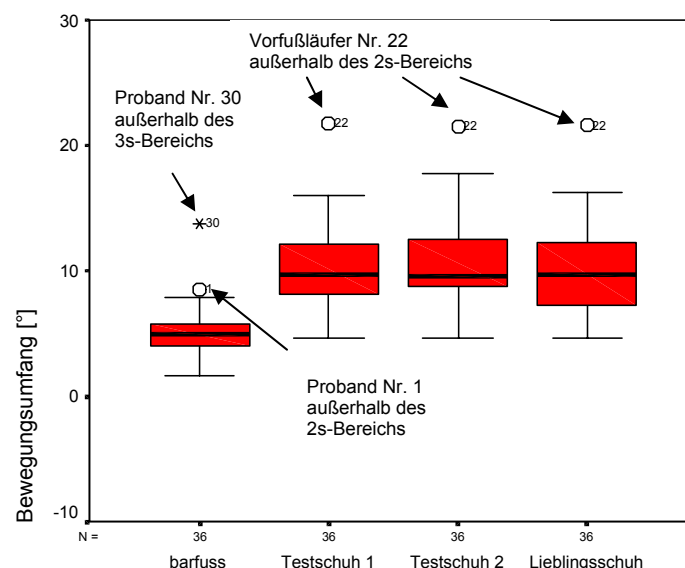
#### 4.5.5 Bewegungsumfang des Fersenbeins in der Frontalebene

**Tabelle 13:** Bewegungsumfang des Fersenbeins [°] n=36

	n	AM	SD	Median	Min.	Max.
Bewegungsumfang [°] <i>barfuß</i>	36	5,2	2,17	4,95	1,6	13,8
Bewegungsumfang [°] <i>Testschuh 1</i>	36	10,2	3,48	9,7	4,6	21,8
Bewegungsumfang [°] <i>Testschuh 2</i>	36	10,3	3,40	9,55	4,6	21,5
Bewegungsumfang [°] <i>Lieblingsschuh</i>	36	10,1	3,55	9,65	4,6	21,6

Anmerkung: AM: Arithmetisches Mittel, SD: Standardabweichung, Min.: Minimaler Wert, Max.: Maximaler Wert

Mit der univariaten Varianzanalyse wurde für den Barfußlauf ein signifikant niedrigerer Bewegungsumfang des Fersenbeins ermittelt als für sämtlichen Schuhe ( $p < 0,01$ ). Zwischen den einzelnen Schuhen hingegen ergaben sich keine signifikanten Unterschiede (siehe Tabelle 13). Die Werte des Vorfußläufers (Proband Nr. 22) lagen mit  $21,5^\circ$  jeweils außerhalb des 2s-Intervalls. Beim Barfußlauf lagen die Werte der Probanden Nr.1 und Nr. 30 außerhalb des 2s- beziehungsweise 3s-Intervalls. In den unterschiedlichen Schuhen lagen die Werte des Probanden Nr. 30 jeweils im oberen Vertrauensintervall (siehe Abbildung 17).



**Abbildung 17:** Bewegungsumfang des Fersenbeins im Vergleich (n=36). Anmerkung: Kreise markieren Ausreißer, Sterne markieren Extremwerte.

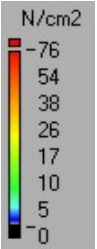

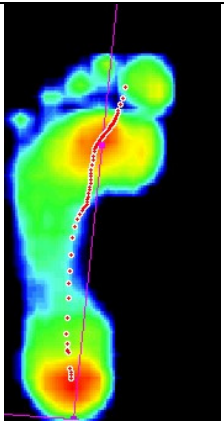
## 4.6 Plantare Druckverteilung

Da die quantitative Auswertung und Interpretation der Druckverteilung nach wie vor umstritten ist, wurde lediglich, wie von Nigg et al. (1998) vorgeschlagen, eine qualitative Auswertung der dynamischen Druckverteilung beim Barfußlaufen vorgenommen.

Dabei wurde gemäß der von Chen et al. (1994) beschriebenen Kriterien am Vorfuß zwischen Normalfuß und Spreizfuß (Pes metatarsus), am Mittelfuß zwischen Normalfuß, Plattfuß (Pes planus) und Hohlfuß (Pes cavus) unterschieden.

### 4.6.1 Plantare Druckverteilung am Vorfuß

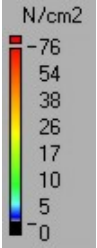

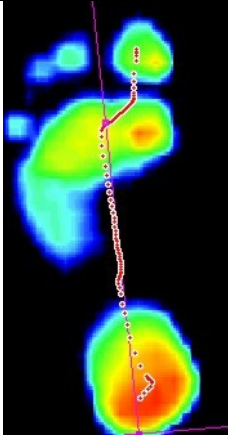
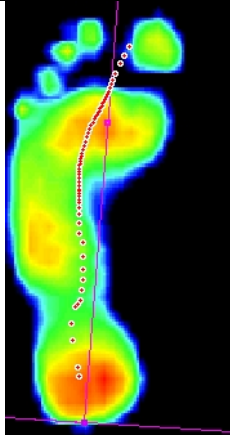
Im Bereich des Vorfußes ergab die dynamische Druckverteilungsmessung des Barfußlaufens eine Einteilung der Probanden in 22 Läufer mit gleichmäßiger Druckverteilung über den gesamten Vorfuß, d.h. einem Normalfuß, und 14 Läufer mit einem Druckmaximum im Bereich über dem 2. und 3. Strahl, d.h. einem Spreizfuß (Pes metatarsus) (siehe Abbildung 18).

Druckmaximum am Vorfuß	Normalfuß	Spreizfuß (Pes metatarsus)
Messung der Druckverteilung beim barfuß Laufen 		
Anzahl der Läufer	22	14

**Abbildung 18:** Dynamische Druckverteilung am Vorfuß n=36

### 4.6.2 Plantare Druckverteilung am Mittelfuß

Die dynamische Druckverteilungsmessung des Barfußlaufens ergab abhängig von der Druckverteilung in der Längswölbung des Mittelfußes eine Einteilung der Probanden in 24 Läufer mit Normalfuß, 7 Läufer mit Hohlfuß und 5 Läufer mit Plattfuß (siehe Abbildung 19).

Druckmaximum am Mittelfuß	Normalfuß	Hohlfuß (Pes cavus)	Plattfuß (Pes planus)
Messung der Druckverteilung beim Barfußlaufen  			
Anzahl der Läufer	24	7	5

**Abbildung 19:** Dynamisch Druckverteilung am Mittelfuß n=36

#### 4.7 Korrelationen zwischen plantarer Druckverteilung und kinematischen und kinetischen Parametern

##### 4.7.1 Zusammenhänge der plantaren Druckverteilung des Vorfußes mit kinetischen und kinematischen Parametern

Zunächst wurden Zusammenhänge der plantaren Druckverteilung des Vorfußes mit verschiedenen kinetischen und kinematischen Parametern analysiert. Anhand der plantaren Druckverteilung in diesem Bereich wurde zwischen Läufern mit Normalfuß (22 Probanden) und Läufern mit Pes metatarsus (14 Probanden) unterschieden (siehe Abbildung 18). Die univariate Varianzanalyse erbrachte folgenden Ergebnisse:

###### 4.7.1.1 Barfußlauf

Beim Barfußlauf ergaben sich für keine der gemessenen Parameter Unterschiede für die beiden Fußtypen.

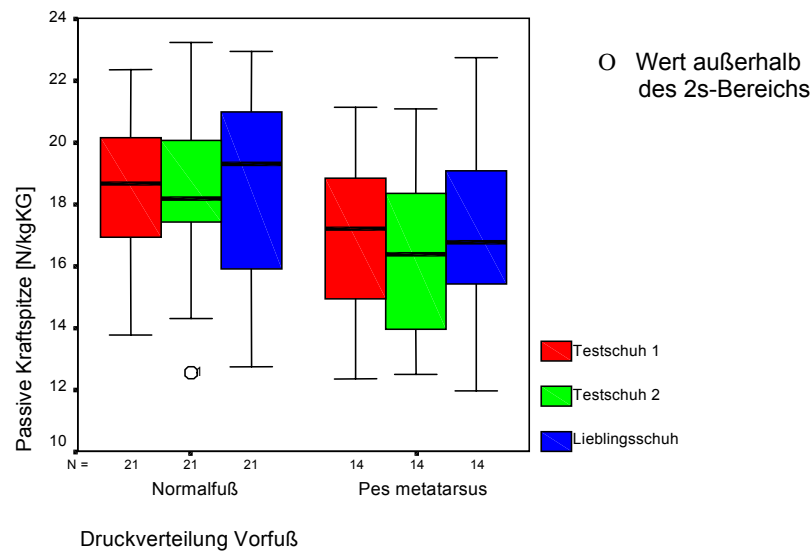
###### 4.7.1.2 Aktive Kraftspitze

Für die aktive Kraftspitze fand sich zwischen den unterschiedlichen Fußtypen keine Differenz.

###### 4.7.1.3 Passive Kraftspitze

Im Vergleich zu Läufern mit Normalfuß lag die passive Kraftspitze bei Läufern mit Pes metatarsus im Testschuh 2 signifikant niedriger ( $p=0,046$ ). Beim Testschuh 1 lag diesbezüglich ein

Trend vor. Für den Lieblingsschuh bestand hinsichtlich der passiven Kraftspitze kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Fußtypen (siehe Abbildung 20).

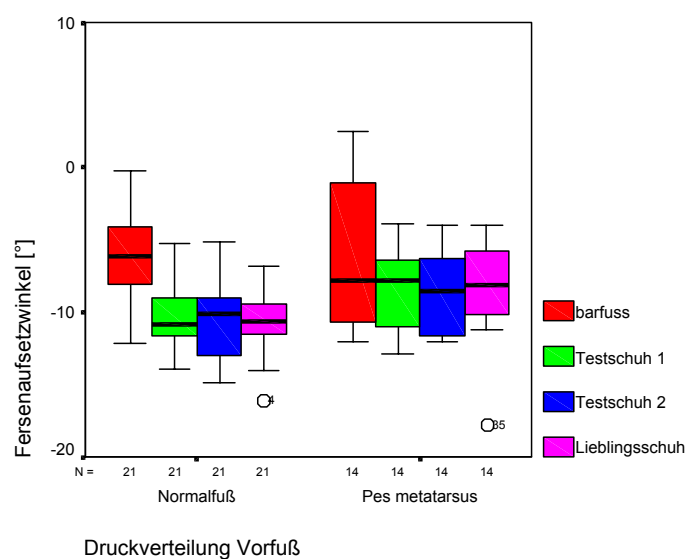


**Abbildung 20:** Passive Kraftspitze in Abhängigkeit von der Druckverteilung am Vorfuß.

Anmerkung: Kreise markieren Ausreißer.

#### 4.7.1.4 Fersenaufsetzwinkel

Im Vergleich zu Läufern mit Normalfuß war der Fersenaufsetzwinkel in allen drei Schuhen bei Läufern mit Pes metatarsus signifikant kleiner (Testschuh 1  $p=0,04$ , Testschuh 2  $p=0,02$ , Lieblingsschuh  $p=0,02$ , univariate Varianzanalyse) (siehe Abbildung 21)

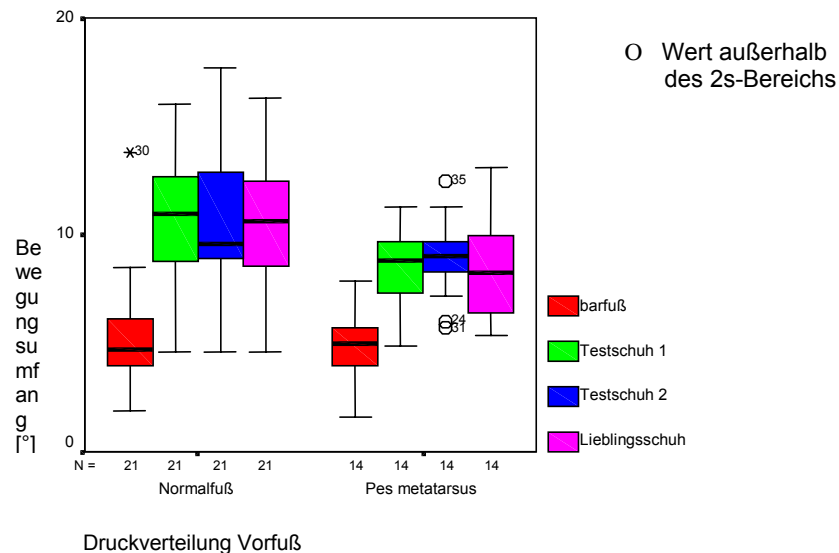


**Abbildung 21:** Fersenaufsetzwinkel in Abhängigkeit von der Druckverteilung am Vorfuß.

Anmerkung: Kreise markieren Ausreißer.

#### 4.7.1.5 Maximaler Bewegungsumfang der Ferse

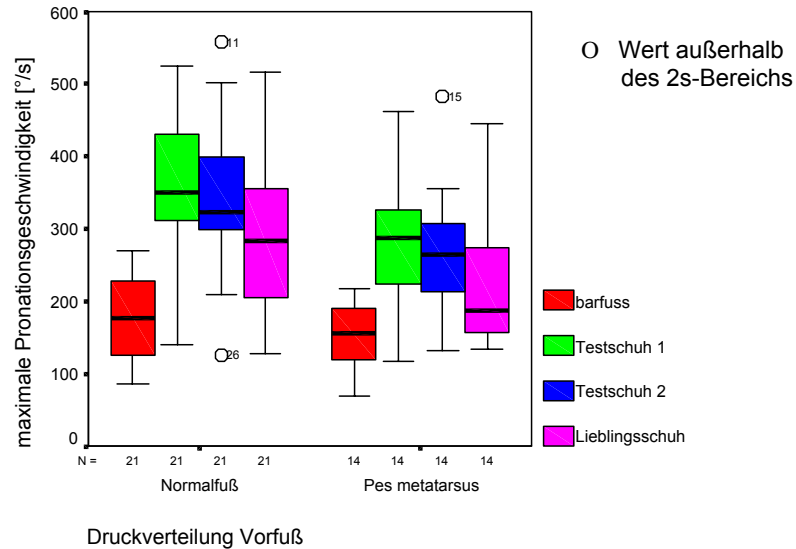
Auch für den maximalen Bewegungsumfang der Ferse ergaben sich signifikante Unterschiede. Für Läufer mit Pes metatarsus war der Bewegungsumfang der Ferse im Testschuh 1 kleiner als bei Läufern mit Normalfuß ( $p=0,02$ ). Für den Testschuh 2 und den Lieblingsschuh lag diesbezüglich ein Trend vor. Beim Barfußlauf ergaben sich keine signifikanten Differenzen zwischen Läufern mit Normalfuß und Läufern mit Pes metatarsus (siehe Abbildung 22).



**Abbildung 22:** Bewegungsumfang der Ferse in Abhängigkeit von der Druckverteilung am Vorfuß. Anmerkung: Kreise markieren Ausreißer, Sterne markieren Extremwerte.

#### 4.7.1.6 Maximale Pronationswinkelgeschwindigkeit

Weiterhin fanden sich signifikante Differenzen für die maximale Pronationswinkelgeschwindigkeit. Diese lag bei Läufern mit Pes metatarsus in allen drei Schuhen niedriger als bei Läufern mit Normalfuß (Testschuh 1  $p=0,01$ , Testschuh 2  $p=0,05$ , Lieblingsschuh  $p=0,04$ ) (siehe Abbildung 23).



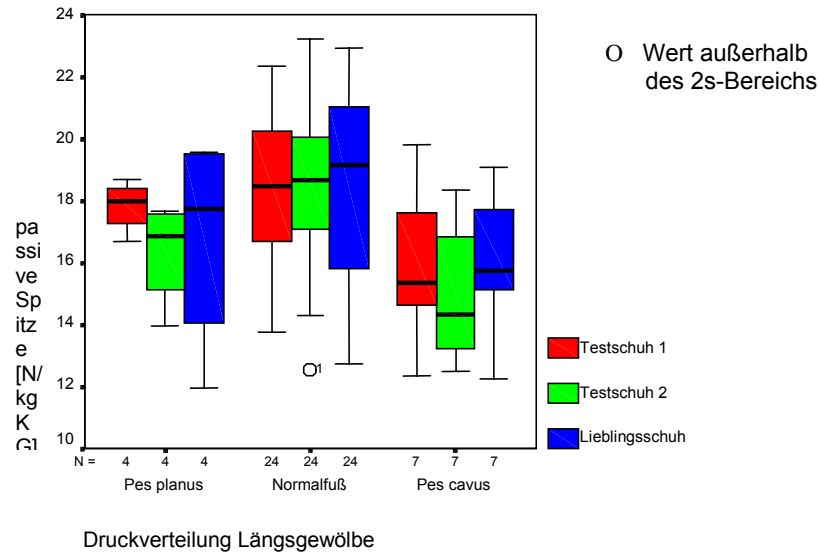
**Abbildung 23:** Maximale Pronationswinkelgeschwindigkeit in Abhängigkeit von der Druckverteilung am Vorfuß. Anmerkung: Kreise markieren Ausreißer.

#### 4.7.2 Zusammenhänge der plantaren Druckverteilung des Mittelfußes mit kinetischen und kinematischen Parametern

Zusammenhänge der plantaren Druckverteilung des Mittelfußes mit verschiedenen kinetischen und kinematischen Parametern wurden ebenfalls mittels der univariaten Varianzanalyse ermittelt. Anhand der plantaren Druckverteilung in diesem Bereich wurde zwischen Läufern mit Normalfuß (24 Probanden), Läufern mit Pes cavus (7 Probanden) und Läufern mit Pes planus (5 Probanden) unterschieden (siehe Abbildung 19).

##### 4.7.2.1 Passive Kraftspitze

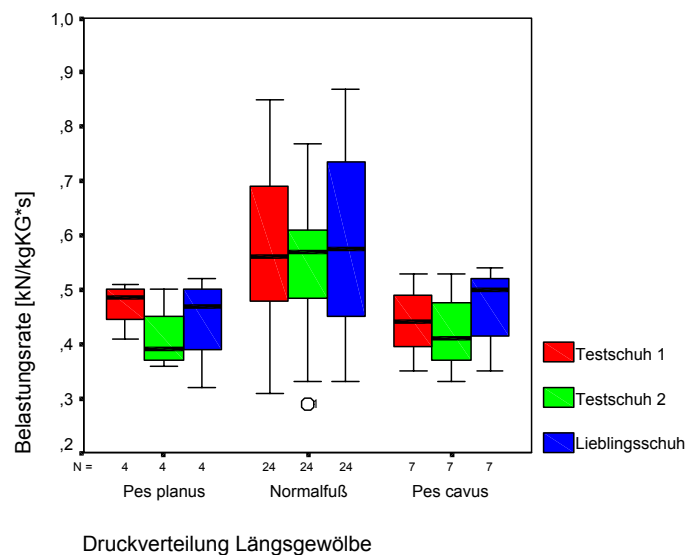
Für die passive Kraftspitze fand sich bei Läufern mit Pes cavus ein signifikant niedrigeres Ergebnis ( $p=0,01$ , univariate Varianzanalyse) im Testschuh 2 als bei Läufern mit Pes planus oder Normalfuß. Für den Testschuh 1 und den Lieblingsschuh bestand hinsichtlich dieser Differenz ein Trend (siehe Abbildung 24).



**Abbildung 24:** Passive Kraftspitze in Abhängigkeit von der Druckverteilung am Mittelfuß.  
Anmerkung: Kreise markieren Ausreißer.

#### 4.7.2.2 Belastungsrate

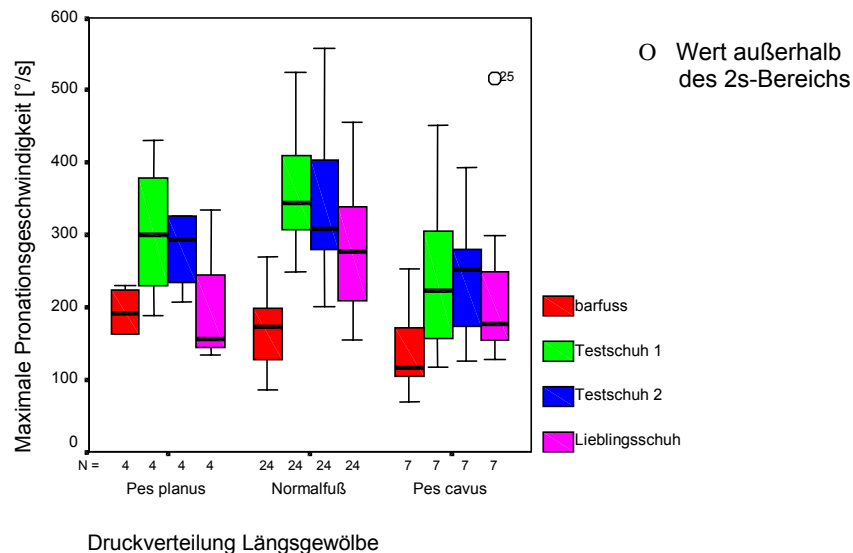
Auch für die Belastungsrate ergaben sich signifikante Differenzen zwischen den einzelnen Fußtypen. Für Läufer mit Normalfuß lag die Belastungsrate in Testschuh 1 ( $p=0,03$ ) und Testschuh 2 ( $p=0,01$ ) signifikant höher als für Läufer mit Pes planus oder Pes cavus (siehe Abbildung 25).



**Abbildung 25:** Belastungsrate in Abhängigkeit von der Druckverteilung am Mittelfuß.  
Anmerkung: Kreise markieren Ausreißer.

### 4.7.2.3 Pronationswinkelgeschwindigkeit

Die maximale Pronationswinkelgeschwindigkeit lag bei Läufern mit Pes planus in den Testschuhen 1 ( $p=0,02$ ) und 2 ( $p=0,03$ ) signifikant niedriger (univariate Varianzanalyse) als bei Läufern mit Normalfuß. Für den Lieblingsschuh war dieser Zusammenhang nicht signifikant.



**Abbildung 26:** Maximale Pronationswinkelgeschwindigkeit in Abhängigkeit von der Druckverteilung am Mittelfuß. Anmerkung: Kreise markieren Ausreißer

### 4.8 Zusammenhänge zwischen Schuhtyp und kinetischen und kinematischen Parametern

Die Lieblingsschuhe wurden nach ihrer Bauart in die Kategorien Stabilschuh ( $n=16$ ), Cushioningschuh ( $n=12$ ), Trailschuh ( $n=2$ ), Wettkampfschuh ( $n=2$ ) und Allroundschuh ( $n=4$ ) eingeteilt. Es wurden Unterschiede der kinetischen und kinematischen Parameter zwischen den Stabilschuhen und den Cushioning-Schuhen untersucht. Für die anderen Gruppen erschien aufgrund der geringen Fallzahlen eine Untersuchung nicht sinnvoll.

Der Zeitpunkt des maximalen Pronationswinkels lag bei den Stabilschuhen signifikant später als bei den Cushioning-Schuhen ( $p<0,01$ , t-Test für unabhängige Stichproben). Für den Stabilschuh bestand ein Trend zu einer geringeren Pronationswinkelgeschwindigkeit ( $p=0,059$ , t-Test für unabhängige Stichproben) gegenüber dem Cushioningschuh. Für alle anderen kinetischen und kinematischen Parameter ergaben sich keine signifikante Differenzen.



## 5 Diskussion

### 5.1 Bodenreaktionskräfte und Dämpfung

Ziel der vorliegenden Studie war es, mit Hilfe der derzeit möglichen technischen Verfahren in der Schuhtestung Zusammenhänge zwischen biomechanischen Parametern von Laufschuhen und dem subjektiven Tragekomfort zu ermitteln, um Vorhersagen für die Funktionalität von Laufschuhen treffen zu können. Dies ist nötig, da typische laufassoziierte Beschwerden auf das Tragen von Laufschuhen zurückgeführt werden. Im Laufsport gibt es Beschwerdebilder im Bereich des Fußes, des Kniegelenks, des Sprunggelenks einschließlich der Achillessehne und des Lumbo-Sakralbereichs mit einer Inzidenz zwischen 30 % (Mayer et al., 2001) und 45 % (Callahan et al., 2002). Obwohl keine genauen Zahlenangaben in der Literatur zu finden sind, sind nach Nitzschke et al. (1991) Verletzungen seltener als typische Überlastungsbeschwerden. Zu diesen Überlastungsbeschwerden gehören das Patellofemorale Schmerzsyndrom, Runners Knee, das Iliotibiale Scheuersyndrom, Achillodynien, Shinsplints, die Plantarfasciitis und das LWS-Syndrom (Fredericson, 1996, Callahan et al., 2002). Selten kommt es zu Ermüdungsfrakturen des Mittelfußes, der Fibula oder der Tibia (Mayer et al., 2001, Fredericson 1996). Diese typischen laufassoziierten Beschwerdebilder sind einerseits auf Trainingsfehler mit funktionell-koordinativen Fehlbelastungen wie zu hohem Umfang und zu hoher Intensität, falsche Trainingsgestaltung und falsche Technik, unzureichende Muskelkraft und Flexibilität sowie Laufen auf unebenem Gelände zurückzuführen (Callahan et al., 2002, Mayer et al., 2001, Chandler et al., 1993, McKenzie et al., 1985). Andererseits hat auch unfunktionelles, falsch konstruiertes und altes Schuhwerk mit schlechter Paßform ursächliche Bedeutung.

Obwohl eindeutige Entstehungsmechanismen wissenschaftlich noch nicht unumstritten nachgewiesen sind (Reinschmidt et al., 2000), berichten zahlreiche ältere Studien, daß zyklische und stoßförmige submaximale Belastungen, wie sie beim Laufen auftreten, zu Gewebeschäden führen (Clancy et al., 1980a, 1980b, Clement et al., 1981, James et al., 1978). Deshalb wurde bei der Entwicklung und der Vermarktung von Laufschuhen in den letzten 20 Jahren der Schwerpunkt auf das Konzept der Dämpfung und der Stabilität gelegt. Um dieses Konzept zu verdeutlichen, wurden im Marketing Begriffe aus dem angloamerikanischen Vokabular wie „cushioning“, „shock absorption“, „energy absorption“ und „motion control“ verwendet (Walther, 2001).

Die Ergebnisse der vorliegenden kinetischen Messungen zeigen, daß die Belastungsrate, die aktive Kraftspitze und die maximale Kraft in Bewegungsrichtung des in der Leistenform modifizierten Testschuhs 1 signifikant höhere Werte erbrachten als der Testschuh 2 und der

Lieblingsschuh. Dies weist darauf hin, daß eine veränderte Schuhform bei gleichen Materialparametern zu einer Veränderung der Kinetik führt. Neben den funktionellen Parametern der Dämpfung und Stabilität sollte daher auch die Leistenform bei Überlegungen zu Entwicklung und Konstruktion von Laufschuhen mit einbezogen werden, um die Performance sowie die Prophylaxe von Verletzungen und Überlastungen zu verbessern.

Der kausale Zusammenhang, daß hohe Stoßbelastungen beim Laufen zu typischen Beschwerden oder Verletzungen führen, ist nicht eindeutig erwiesen. Van Mechelen (1995) berichtet, daß hohe Stoßbelastungen durch ungenügende Schockabsorption auf zu hartem Untergrund als auslösende Ursachen für diese Beschwerden nicht relevant sind. Obwohl im Tierversuch eine erhöhte Inzidenz für Osteoarthrose durch Laufen postuliert wurde (Lapvetelainen et al., 1995), zeigten zahlreiche Studien, daß die Inzidenz und Progression von Arthrose bei Läufern im Vergleich zu Nicht-Läufern nicht erhöht sind (Lane et al., 1998, 1990, 1986, Gross et al., 1997, Konradsen et al., 1990). Krampla et al. (2001) konnten nachweisen, daß die kurzen „impact peaks“, die beim Laufen auftreten, keinen Schaden an der Knochen- und Knorpelmatrix gesunder Individuen provozieren. Kernspin-Tomographien von Läufern unmittelbar vor und direkt nach einem Marathonlauf sowie im Rahmen eines 2-Monats-follow-up ergaben, daß alle Veränderungen der Signalgebung des Knochens und des Knorpels nur vorübergehend waren. Dies gilt allerdings nur bei physiologischer Gelenkstellung und intakten Gelenkflächen, da bei Läufern mit vorbestehenden hochgradigen Meniskusläsionen Zeichen einer Progression festgestellt werden konnten.

Die Forderung nach einer maximalen Reduktion der Stoßkräfte durch Dämpfungselemente oder Laufen auf weichen Untergründen wird laut Mayer et al. (2001) derzeit kritisch gesehen. Stacoff et al. (1993) berichten, daß eine Optimierung der Dämpfung eines Laufschuhes immer nur zu Lasten seiner Stabilität erreicht wird. Zu geringe Stabilität in der Stützphase mit unzureichender Führung der Bewegung in der Abstoßphase und daraus resultierender Instabilität des Fußes birgt wiederum Verletzungsgefahren in sich. Zudem büßen die Dämpfungssysteme aufgrund von Materialermüdung bereits nach einer Laufleistung von ca. 220 km, einer Strecke, die ambitionierte Läufer in 2 bis 4 Wochen zurücklegen, ca. 33 % ihrer Kapazität ein, was sich in erhöhten Spitzendrücken im Fersenbereich zeigt (Hennig et al., 2000).

In älteren Untersuchungen wurde die Dämpfung als Zusammenspiel der Elastizität der Sohle, der Geometrie des Absatzes und den Eigenschaften des Bodens interpretiert. Bei den entstehenden Bodenreaktionskräften wurde eine Reduzierung der passiven Kraftspitze mit der Dämpfung gleichgesetzt (Joergensen et al., 1988, Pfürringer et al., 1986).

Die vorliegenden Ergebnisse lassen keinen Zusammenhang zwischen den Bodenreaktionskräften und den elastischen Eigenschaften der Sohle erkennen. Weder die passive Kraftspitze noch die maximale Kraft entgegen der Bewegungsrichtung, also die Bremskraft, zeigen signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Schuhen. Die gemessenen Werte der passiven Kraftspitze decken sich mit Angaben aus der Literatur. Debrunner et al. (1998) beschrieben eine passive Kraftspitze von 2000 N für das Laufen bei einer Geschwindigkeit von 4 m/s.

Unterschiedliche Forschungsgruppen wie Cavanagh et al. (1980), Bates et al. (1983), Nigg et al. (1983) und Denoth et al. (1985) konnten ebenfalls keinen Zusammenhang von Sohlenhärte und Bodenreaktionskräften finden.

Neuere Studien postulieren eine Anpassung des Läufers an die Sohlenhärte der Schuhe (De Wit et al., 1995). Sie fanden bei harten Zwischensohlen eine niedrigere passive Kraftspitze als bei weichen Sohlen. Cole et al. (1995) berichten, daß Läufer die Mechanik der Abrollbewegung in Abhängigkeit vom Schuhwerk verändern. Eine modulierende Wirkung des Bewegungsapparates wurde bereits von Clarke et al. (1983) beschrieben. Sie berichten über eine Korrelation der Kniebeugegeschwindigkeit direkt nach Fersenaufprall und der Sohlenhärte. Nach Nigg (2001) können sowohl die Geometrie von Fuß und Bein als auch die Beweglichkeit von Knie- und Sprunggelenk modifiziert werden, um Stoßbelastungen zu reduzieren. Dieses Zusammenspiel des aktiven und passiven Bewegungsapparates zeigt sich an vergrößerten Flexionswinkeln und höheren Flexionsgeschwindigkeiten. Der Mechanismus des Bewegungsapparates zur Vermeidung von Stoßbelastungen wird auch in den hier durchgeführten Messungen deutlich. Die vorliegenden Daten weisen darauf hin, daß Läufer mit deformierter Fußlängs- oder Querwölbung der verminderten Belastbarkeit ihres Fußes mit entsprechenden Bewegungsmustern entgegenwirken.

Läufer mit Pes planus oder Pes cavus, neigen aufgrund einer verminderten Belastbarkeit und aufgrund der Bewegungskopplung zum Unterschenkel zu spezifischen laufassoziierten Erkrankungen (Callahan et al., 2002, Razeghi et al., 2000). Ein Pes planus, d.h. ein Fuß mit erhöhter Flexibilität und einer verstärkten Pronationsneigung, ist mit Beschwerdebildern der medialen Seite der unteren Extremität wie dem Tibialen-Stress-Syndrom, dem Femoro-Patellaren-Schmerz-Syndrom und dem Tibialis-Posterior-Syndrom sowie der Achillessehne assoziiert. Für Läufer mit Pes cavus, einem Fuß mit erhöhter Rigidität und dadurch bedingter verstärkter Supinationsneigung, sind Beschwerdebilder der lateralen Seite der unteren Extremität beschrieben. Dazu gehören das Tractus-tibialis-Scheuersyndrom, Tendinitiden der Peronealsehnen, die Bursitis trochanterica und die plantare Fasciitis (Chandler et al., 1993, McKenzie et al., 1985).

Die vorliegenden Ergebnisse zeigen für Läufer mit Pes cavus und Pes planus in allen Schuhen eine niedrigere Belastungsrate als bei Läufern mit Normalfuß. Für Läufer mit Pes cavus ist zudem die passive Kraftspitze in allen Schuhen niedriger als bei Läufern mit Normalfuß oder Pes planus. Auch Läufer mit Pes metatarsus haben im Testschuh 1 und im Testschuh 2, jedoch nicht im Lieblingsschuh, eine kleinere passive Kraftspitze als Läufer mit Normalfuß.

Diese Ergebnisse zeigen, daß Läufer mit funktionellen anatomischen Abweichungen zu einem sanfteren Aufsetzen des Fußes neigen, um hohe passive Bodenreaktionskräfte systematisch zu vermeiden. Zudem sind bei Läufern mit Pes metatarsus die Fersenaufsetzwinkel bei allen drei Schuhen weniger invertiert, die Pronationswinkelgeschwindigkeit ist niedriger und der gesamte Bewegungsumfang geringer. Mehrere Phasen des Bewegungsablaufs bei der Abrollbewegung scheinen also auf die Vermeidung der hohen Bodenreaktionskräfte abgestimmt zu sein. Die Arbeit von Milani et al. (1996) mit Messung der Bodenreaktionskräfte von 8 Schuhen mit unterschiedlicher Sohlenhärte, bei ansonsten identischen Parametern, bestätigt, daß ein Läufer in harten Schuhen die Stoßbelastung durch ein weiches Aufsetzen der Ferse kompensiert. Übereinstimmend mit Angaben aus der Literatur (Razeghi et al., 2000) läßt sich sagen, daß eine veränderte Fußform zu unterschiedlichen Bodenreaktionskräften führen kann. Dieses Phänomen scheint allerdings beim Lieblingsschuh, dessen Material- und Performanceeigenschaften bekannt und positiv bewertet sind, geringer ausgeprägt zu sein.

Die vorliegenden Ergebnisse zeigen, daß Läufer mit unterschiedlichen Schuhen sehr konstante Werte für die Belastungsrate und die aktive Kraftspitze aufweisen. Die Belastungsrate zeigt keine intraindividuellen Unterschiede der Läufer in verschiedenen Schuhen. Auch bei Untersuchungen von Bates et al. (1983) variieren die Bodenreaktionskräfte bei verschiedenen Schuhen, die sich in Sohlenhärte und Leistenform unterscheiden, zwischen den verschiedenen Läufern hochsignifikant, bei geringen intraindividuellen Schwankungen. Morlock et al. (1991) unterstützen diese Annahme. Bei einer Untersuchung der Gelenkbelastungen des oberen und unteren Sprunggelenks fanden sie keine Unterschiede der Gelenkbelastung bei unterschiedlichen Härtegraden der Zwischensohle. Nigg et al. (1995 b) nehmen an, daß jeder Mensch versucht, die Belastung unabhängig von der initialen Kraft innerhalb eines individuellen Bereiches konstant und tolerabel zu halten. Belastungen durch Stoß und Aufprall können allerdings nicht direkt wahrgenommen werden, da der Mensch keine Rezeptoren dafür besitzt. Im Bereich des Fußes sind Propriozeptoren (Tiefensensibilität) und Mechanorezeptoren (Oberflächensensibilität) vorhanden. Die Propriozeptoren, Muskelspindeln und Golgi-Komplexe, vermitteln Informationen über Gelenkstellung und Muskelspannung an das zentrale Nervensystem. Sie regulieren über Lage- und Bewegungsempfindung das Ausmaß der

Kraftanwendung, die erforderlich ist, um Bewegungen und deren Feinabstimmung auszuführen. Mechanorezeptoren, Merkel-Zellen und Ruffini-Körperchen, Meissner-Zellen und Pacini-Körperchen reagieren auf Druck, Berührung (Geschwindigkeit) und Vibration (Beschleunigung) (Nigg et al., 1999, Schiebler et al., 1999). Stoßwellen im Bereich von 8-25 Hz, wie sie beim Aufprall der Ferse auftreten, verursachen Vibrationen (Wakeling et al., 2001). Der Fuß reagiert auf diese Vibrationen und auf Druckänderungen sowie auf die Härte unter dem Fuß bzw. unter der Sohle (Nurse et al., 1999, Frederick, 1986 b) über das lokomotorische System. Die Eingangssignale des Fersenaufpralls führen über die o.a. Rezeptoren und ein neurologisches Feedback zu einer veränderten Signalantwort für die Bewegung. Diskutiert wird ein komplexer neurophysiologischer Regelkreis mit Regelmechanismen des aktiven und passiven Bewegungsapparates wie der Muskelvorspannung, der Muskelrekrutierung und der Gelenkgeometrie sowie der sensorischen Rückmeldung (Nurse et al., 1999). Komi et al. (1987) fanden hierzu für den M. gastrocnemius mittels EMG-Messungen erhöhte Aktivierungswerte während des Barfußlaufes. Diese Regelmechanismen des neuromuskulären Systems sollen die Belastungen für Gelenke, Bänder, Knochen und Muskeln durch Vibrationen und Stoßkräfte minimieren (Nigg, 2001). Die Belastung und die Dämpfung hängen somit nicht ausschließlich von den Dämpfungseigenschaften des Schuhs ab, wie früher vielfach angenommen (Nigg et al., 1999). Dieser Adaptationsvorgang an unterschiedliche Umgebungsbedingungen hat eine individuell ausgeprägte Variabilisierung des Laufstils zur Folge. Reinisch et al. (1991) teilten Läufer nach der Analyse von Laufstil-loops in drei charakteristische Gruppen ein. Nicht-Adapterer weisen einen nahezu identischen Bewegungsablauf unter unterschiedlichen Bedingungen wie Veränderung der Bodenbeschaffenheit oder verschiedenen Laufschuhen auf. Boden-Adapterer weisen bei Veränderung der Bodenbeschaffenheit eine Veränderung des Laufstils auf, nicht jedoch bei unterschiedlichen Laufschuhen. Gesamt-Adapterer modifizieren ihren Laufstil entsprechend jeglicher Veränderung der äußeren Bedingungen.

Auch die Untersuchungen von Dickinson et al. (1985) zum Einfluß von Ermüdung auf kinetische Parameter weisen auf eine muskuläre Modulation der Dämpfung hin. Dabei zeigte sich bei Ermüdung gegenüber dem ausgeruhten Zustand eine Erhöhung der passiven Kraftspitze um bis zu 200 %. Bobbert et al. (1992), Cavanagh et al. (1980) Gerritsen et al. (1995) und de Wit et al. (2000) bieten Erklärungsansätze für diese Beobachtung. Demnach ist innerhalb der ersten 25 ms nach Bodenkontakt der Ferse bis zum Erreichen der passiven Kraftspitze die Kraftänderung so schnell, daß sie keiner aktiven muskulären Kontrolle unterliegt. Die Gelenkbewegung wird schon vor dem Fersenaufprall anhand der Erinnerung aus der vorherigen Landephase mittels einer passiven Muskelvorspannung an die Stoßbelastung adaptiert. Diese

Modulationen der Bewegung wurden jeweils aktiv in der Flugphase 0,02 Sekunden vor dem Fersenaufprall vorbereitet. Die Elastizität und Anspannungskraft der Muskulatur läßt bei Ermüdung nach, woraufhin der Effekt der passiven Dämpfung nachläßt, was wiederum zu einer erhöhten passiven Kraftspitze führt. Auch diese Arbeitsgruppen unterstützen das Modell einer aktiv induzierten Adaptation des Laufstils an unterschiedliche Belastungen.

Es ist auffällig, daß diese Beobachtungen nicht die aktive Bewegung betreffen, sondern nur die Phasen des Bewegungsablaufs, die keiner aktiven neuromuskulären Kontrolle unterliegen. So zeigen die vorliegenden Ergebnisse, daß Läufer in verschiedenen Schuhen unterschiedliche Werte für die aktive Kraftspitze und die maximale Kraft in Bewegungsrichtung, also die Beschleunigung, aufweisen.

Die oben beschriebenen passiven Anpassungsvorgänge beim Laufen sind allerdings ebenso wie die aktive Bewegung muskulär gesteuert. Voraussetzung für dieses körpereigene Dämpfungssystem ist deshalb eine gute Funktionalität der intrinsischen Fußmuskulatur und der gesamten Muskulatur der unteren Extremität sowie der Sensomotorik des Fußes. Beides wird allerdings durch das Tragen eines Schuhs negativ beeinflusst. Robbins et al. (1991) nehmen dabei eine veränderte Wahrnehmung von Belastungen und eine veränderte oder sogar fehlende sensorische Rückmeldung des Fußes an. Aus diesem Grund lehnen Robbins et al. (1987) eine Unterstützung der Fußwölbungen durch Einlagen ab. Auch Wolpert et al. (1993) fanden für das Laufen mit Einlagen eine Mehrbelastung des Fußes in Abhängigkeit von der Laufgeschwindigkeit. Sie ermittelten bei Geschwindigkeiten von ca. 14 km/h eine höhere Druckbelastung sowohl im Vorfuß- als auch im Rückfußbereich. Diese Mehrbelastung wird dem Fuß durch den Schuh vorgegeben und kann durch Manipulationen am Schuh nicht kompensiert werden. Bei Überlastungssyndromen, die auf meßbaren Fehlbewegungen des Fußes basieren, berichtet Lohrer (1989) jedoch über Beschwerdebesserung durch die Versorgung mit Einlagen. Allerdings werden verschiedene Erkrankungen und Überlastungserscheinungen oft mit derselben Einlage versorgt (Nigg et al., 1999). Nach Bellchamber et al. (2000) hängen Vorteile bzw. Nachteile der Einlagenversorgung vom Kraftfluß innerhalb der Tibia ab. Je nachdem, ob der Kraftfluß innerhalb der Tibia von distal nach proximal oder umgekehrt verläuft, profitiert der Läufer von einer Einlagenversorgung. Insgesamt wird die Effektivität von Schuheinlagen, nämlich die Verbesserung von Überlastungsbeschwerden und die Beeinflussung der Biomechanik der unteren Extremität, in der Literatur noch immer kontrovers diskutiert. Denn obwohl vielfach über die Reduktion von Symptomen berichtet wird, ist die zugrunde liegende Beeinflussung der Biomechanik durch die Einlage noch nicht abschließend geklärt. Vor allem die Interaktion zwischen Schuh, Orthese und Fuß und ebenso das Biofeedback des Fußes,

welches zu einer dynamischen Antwort des Fußes führt, sind noch nicht sicher voneinander abgrenzbar und beurteilbar (Razeghi et al., 2000).

Nicht nur die Fußmuskulatur, sondern die gesamte Muskulatur der unteren Extremität, sowie Knie-, Hüft- und Sprunggelenk sind für diesen körpereigenen Dämpfungsmechanismus verantwortlich. Dufek et al. (1995) untersuchten bei einer Studie mit 12 Läufern die Reaktion auf eine erhöhte Stoßbelastung beim Fersenaufprall nach einem verlängerten letzten Schritt. Die Kompensation der Stoßbelastungen durch die muskuläre Dämpfung unterlag dabei einem individuellen Bewegungsablauf mit großer Variationsbreite. Insgesamt hat die Muskulatur eine hohe Potenz bei der Reduktion von Stoßbelastungen. Auch wenn die absolute äußere Belastung gleichbleibt, kann durch eine veränderte Bewegung der einzelnen Körpersegmente der unteren Extremität die Belastung umverteilt werden. Dies wiederum führt zu einer Verminderung der Belastung der einzelnen Gelenke (Cole et al., 1996). Unklar bleibt jedoch die Frage, in welchem Belastungsbereich der Bewegungsapparat diese Mechanismen aufzeigt und welche Gesamtbelastung dieser repetitiven Stoßbelastung toleriert werden, ohne daß Schäden entstehen. Als Kriterium dafür kann die Beanspruchung, die beim Laufen ohne Schuhe auftritt, herangezogen werden. De Wit et al. (2000) führten eine vergleichende Messung der Belastungsrate beim Barfußlauf und dem Laufen mit Schuhen durch. Beim Barfußlauf war die Belastungsrate etwa doppelt so hoch wie beim Laufen mit Schuhen. Dabei wurde der Unterschenkel durch eine verstärkte Knieflexion in einer steileren Position aufgesetzt. Zusammen mit einer verstärkten Plantarflexion wurde der Fuß somit flacher aufgesetzt und das plantare Fettpolster um ca. 60 % komprimiert. Das flachere Aufsetzen des Fußes dient hier, ähnlich wie beim Laufen in harten Schuhen, der Verminderung der Druckspitzen unter der Fußsohle. Nach Razeghi et al. (2000) folgt der Bewegungsapparat einem vorgegebenen Bewegungsmodus. Abweichungen von diesem Modus können zu einer Mehrbelastung des gesamten Bewegungsapparates führen.

Aus diesen Angaben der Literatur und den in dieser Studie gewonnenen Daten läßt sich insgesamt kein Zusammenhang zwischen Bodenreaktionskräften und dem subjektiven Empfinden von Stoßkräften oder der diesen entgegenwirkenden Dämpfung erkennen. Es ist anzunehmen, daß sich die körpereigenen neuromuskulären Dämpfungsmechanismen unabhängig von der Willkürmotorik ohne bewußte aktive Kontrolle vollziehen.

Weiterhin läßt sich aufgrund der eigenen Daten und den zitierten Arbeiten annehmen, daß die Dämpfungseigenschaften eines Laufschuhs primär weder für den empfundenen noch den tatsächlichen Komfort verantwortlich sind. Dennoch gibt es beim Laufen in Schuhen mit unterschiedlicher Kinetik verschiedenartige Laufgefühle, die für das subjektive Empfinden des

Komforts von Bedeutung sind und interpretiert werden müssen. Dabei spielen möglicherweise nicht die kinetischen Eigenschaften der Zwischensohle per se die entscheidende Rolle, sondern vielmehr die sich daraus ergebende Kinematik. Die vorliegenden Ergebnisse zeigen, daß sich mit kinetischen Veränderung des Laufschuhs auch kinematische Daten wie die Pronationswinkelgeschwindigkeit und der Zeitpunkt der maximalen Pronation verändern.

Das beschriebene System der neuromuskulären Dämpfung unterliegt zahlreichen Einflüssen, die für dieses unterschiedliche Tragegefühl und den daraus sich ergebenden Tragekomfort verantwortlich sein können. Dieses kann durch unterschiedliche Muskelaktivitäten und unterschiedliches Vibrationsverhalten bei Schuhen verschiedener Härtegrade erklärt werden (Nigg, 2001). Um eine adäquate Bewegungsantwort zu gewährleisten, sind unterschiedliche Muskelspannungen mit einer erhöhten Muskelaktivität nötig. Dies führt zu einem zusätzlichen Energieverlust und zu verstärkten Ermüdungserscheinungen der beteiligten Muskulatur. Nigg et al. (1992) geben für das Laufen mit Schuhen einen Energieverlust von 3-5 % an. Der Energieverbrauch des Läufers sollte aber so gering wie möglich sein, um die Leistung nicht zu beeinträchtigen. Deshalb gilt es nicht nur, die Effizienz des beschriebenen körpereigenen Dämpfungssystems in seiner Funktionalität durch den Laufschuh so wenig wie möglich einzuschränken, sondern es ist danach zu streben, diese Funktion durch den Laufschuh zu unterstützen, um eine Minimierung des durch den Schuh verursachten Energieverlustes zu erreichen und die sportliche Leistung zu optimieren (Nigg et al., 1995 a). Konzepte, die eine Energierückgewinnung der Aufprallenergie durch den Schuh verfolgen (energy return), scheinen bei den derzeitigen Möglichkeiten im Sportschuhbau nicht sinnvoll, da die Energierückgabe zu falscher Zeit, in falscher Frequenz, an falscher Stelle und in falscher Richtung erfolgt (Stefanyshyn et al., 2000).

Mit den kinetischen Messungen dieser Studie läßt sich die Interaktion des neuromuskulären Dämpfungssystems und der Dämpfung des Laufschuhs nicht quantifizieren. Auch eine rein qualitative Beurteilung des subjektiven Komfortempfindens läßt sich mit den vorliegenden Ergebnissen nicht treffen. Möglicherweise sollte versucht werden, kinetische Untersuchungen nach initialer Messung im Stadium der muskulären Ermüdung, beispielsweise nach einem an individuelle Belastungsgrenzen angepaßten Lauf, zu wiederholen. Dadurch könnten Veränderungen der kinetischen Eigenschaften nach maximaler, erschöpfender Belastung erkannt werden. Jedoch könnte das subjektive Empfinden für Komfort auch hiermit nicht nach objektiven Kriterien gemessen werden. Durch die Umkehrung der Fragestellung, d.h. bei welchen Veränderungen der Kinetik entsteht Diskomfort?, könnten aber möglicherweise Rückschlüsse auf den Komfort und das subjektive Empfinden dafür gezogen werden.



## 5.2 Pronation und Stabilität

Die Pronation ist die dominierende Bewegung während der Standphase des Gangzyklus und deshalb ein wesentlicher funktioneller Bestandteil der normalen Laufbewegung. Die extreme (Über-)Pronation wird als Ursache vieler Überlastungsbeschwerden und Verletzungen angenommen (Hintermann et al., 1998, Callahan, 2002). Die Pronation ist nach Stacoff et al. (2000 b, 2001) durch das Sprunggelenk mit einer Tibiainnenrotation gekoppelt. Diese mechanische Kopplung zwischen Tibia und Fußgelenken wird als Hauptursache für Kniebeschwerden beim Laufen diskutiert (Stüssi et al., 1997). Ein Kraftfluß innerhalb der Tibia von distal nach proximal wirkt sich dabei negativ aus (Bellchamber et al., 2000). Milani et al. (1997) berichten über einen hochsignifikanten Zusammenhang zwischen tibialer Spitzenbeschleunigung und subjektiv empfundenem Pronationswinkel. Der Impact des Fersenaufpralls und dessen mechanische Übertragung auf die Tibia wird demnach vom Läufer direkt mit der Pronationsbewegung assoziiert oder sogar mit derselben gleichgesetzt. Der komplexe Bewegungsablauf der Pronation hat verschiedene Funktionen bei der Landung und der Abrollbewegung. Sie dient dem Abbremsen der dynamischen Kräfte, die beim Fersenaufprall entstehen, und ist somit eine physiologisch aktive Stoßdämpfung (Segesser et al., 1993). Der Bremsweg wird verlängert und die Bremskraft verringert. Beides führt zu einer Entlastung des passiven Bewegungsapparates. Des weiteren dient die Pronation der Lastverteilung von lateral nach medial sowie von der Ferse auf Mittelfuß und Vorfuß. Die Pronation unterliegt der Kontrolle des M. tibialis posterior (Hintermann et al., 1998), der in der Phase der Abbremsung exzentrisch belastet wird. Dieses läßt sich anhand von EMG-Ableitungen nachweisen. Bei Zunahme der Pronation läßt sich eine erhöhte Aktivität der Extensorengruppe der Unterschenkelmuskulatur feststellen, bei gleichzeitig verminderter Aktivität der Flexorengruppe (Komi et al., 1993). Bei Untersuchungen von Fromme et al. (1997) zeigte sich eine deutliche Zunahme der Pronationswinkel bei zunehmender muskulärer Ermüdung. Zwar gab es dabei deutliche Unterschiede der Bewegungsmuster einzelner Probanden, aber die Ergebnisse unterstützen die Bedeutung der Pronation für die aktive Dämpfung. Das Ausmaß des Bewegungsumfangs im unteren Sprunggelenk unterliegt interindividuellen Schwankungen und beträgt nach Messungen von Kaelin et al. (1985) zwischen 4° und 29°. Die Streubreite der Werte in der vorliegenden Studie mit Pronationswinkel zwischen 4° und 22° decken sich mit Werten aus der Literatur. Die intraindividuelle Schwankung des Pronationswinkels ist mit 7°-12° signifikant geringer. Für das individuelle Pronationsverhalten wurde ein signifikanter Zusammenhang mit den biomechanischen Parametern der verschiedenen Testschuhe ermittelt. Der Pronationswinkel beim Barfußlaufen war signifikant geringer als die Winkel beim Lauf in den Testschuhen 1

und 2. Zu den gemessenen Winkeln beim Lauf im Lieblingsschuh bestand jedoch kein signifikanter Unterschied. Diese Ergebnisse unterstützen die Aussagen von Robbins et al. (1989), die besagen, daß ein idealer Schuh ähnliche Pronationswinkel haben sollte, wie sie beim Barfußlaufen auftreten. Dieser Zusammenhang besteht auch für die maximale Pronationswinkelgeschwindigkeit, die beim Laufen im Schuh möglichst gleiche Werte aufweisen sollte, wie beim Barfußlaufen. Da die gemessenen Geschwindigkeiten im Schuh immer höher sind als beim Barfußlaufen, sollten die Werte der Lieblingsschuhe nahe bei den Werten des Barfußlaufes liegen. Diese These wird durch die Messungen dieser Studie unterstützt, da beim Lauf im Lieblingslaufschuh die maximale Pronationswinkelgeschwindigkeit niedriger war als in den Testschuhen 1 und 2. Entsprechend lag der Zeitpunkt des maximalen Pronationswinkels beim Lieblingsschuh später. Möglicherweise sind diese Parameter Kriterien für die Beurteilung des Komforts und für die Bewertung eines Schuhs als Lieblingsschuh. Unterstützend hierzu beobachtete Walther (2001), daß mit steigendem wöchentlichem Trainingsumfang die Differenz der Pronationswinkel barfuß und im Lieblingsschuh kleiner wurde. Diese Beobachtung war für die Testschuhe 1 und 2 nicht gegeben. Dies läßt den Schluß zu, daß ein gut trainierter Läufer einen Schuh mit guter Pronationskontrolle bevorzugt und diesem das Attribut komfortabel zuschreibt. Nach Milani et al. (1997) besteht hingegen kein signifikanter Zusammenhang zwischen subjektiv empfundenen und tatsächlich gemessenen Pronationswinkeln. Auch für professionelle Läufer ist ein direktes Einschätzen von Pronationswinkeln kaum möglich (Fishpool et al., 2000). Das Maß für die Überpronation kann bisher nicht genau quantifiziert werden, Nigg et al. (1980) gaben jedoch einen Wert von ca. 12-15° an. Dabei ist zu berücksichtigen, daß die Messung von kinematischen Daten grundsätzlich mit größeren Fehlern behaftet ist als die Messung von kinetischen Daten. Verschiedene Fehlerquellen können die Ergebnisse kinematischer Analysen beeinflussen. Capozzo et al. (1996) teilen diese Fehlerquellen in methodische und instrumentelle Fehler sowie in Schuh- und Hautartefakte ein. Die methodischen Fehler beinhalten Ungenauigkeiten beim Auftragen der Markierungen am Schuh oder auf der Haut sowie den individuellen Meßfehler, der beispielsweise beim Digitalisieren der gemessenen Daten auftritt. Unter den instrumentellen Fehlern sind der systemische Fehler der Messeinrichtung und Projektionsfehler zu nennen. Projektionsfehler entstehen durch falsche Positionierung der Kamera (Areblad et al., 1990) und Winkeländerungen der Fußlängsachse, bezogen auf die Kameraachse. Diese entstehen durch vermehrte Adduktion und Abduktion des Fußes (Gustafsson et al., 1998). Die Haut- und Schuhartefakte entstehen durch das Verschieben der Markierungen während der Bewegung. Als Ausmaß für den Fehlerwert liegen Untersuchungen von McCaw et al. (1995) und Ramakrishnan et al. (1991) vor,

die bei kinematischen Messungen mit einer Abweichung von ca. 15 % rechnen. Reinschmidt et al. (1997) führten dazu kinematische Untersuchungen durch. Sie evaluierten den Inversions-/Eversionwinkel (range of motion) des Rückfußes während der Stützphase in Abhängigkeit von der Zeit mit Markierungen auf der Haut und auf dem Schuh. Sie verglichen diese mit Werten, die mit in der Corticalis von Calcaneus und Tibiakopf fixierten Schrauben eines Fixateur externe ermittelt wurden. Im Moment der maximalen Pronation ergab sich eine Abweichung von ca. 34 %, wobei die Messungen mit Markierungen auf Haut und Schuh immer zu einer Überschätzung der maximalen Pronationswinkel führten. Auch Stacoff et al. (2000 a, b, 2001) berichten in Untersuchungen zur Bewegungskopplung zwischen Calcaneus und Schuh über Ergebnisse, die in dieselbe Richtung weisen. Zwar führten auch ihre Messungen mit externen Markierungen zu einer Überschätzung der Eversion-/Inversionswinkel, aber sie ermittelten eine hohe Korrelation zwischen der Bewegung des Calcaneus und der Bewegung des Schuhs. Somit scheint eine invasive Messung mit diesen sog. „bone-pins“, die direkt an knöchernen Strukturen fixiert sind, genauere Ergebnisse zu erbringen. Allerdings sind diese Messungen ebenfalls mit Fehlermöglichkeiten und außerdem mit nicht unerheblichen Risiken für den Probanden behaftet. Zum einen kann der Bewegungsablauf durch applizierte Lokalanästhetika beeinflusst werden. Zum anderen muß der Schuh jeweils so modifiziert werden, daß die Stabilität des Rückfußes durch eine Aussparung im Bereich der Fersenkappe am lateralen Malleolus herabgesetzt wird. Weiterhin bestehen Infektionsrisiken durch das Einbohren der Markierungsdrähte in den Knochen. In Anbetracht der Fehlermöglichkeiten und der Risiken dieser invasiven Meßmethode scheint sie als Standardverfahren, zumindest für größere Untersuchungen, nicht geeignet. Unabhängig davon wurden mit knöchernen Markierungsdrähten einige Versuche an jeweils wenigen Probanden durchgeführt (Stacoff, 2000). Nigg et al. (1995 d) ermittelten eine gute Reliabilität bei dynamischen range-of-motion-tests. Insgesamt scheint der Fuß in seiner Gesamtheit durch kinematische Untersuchungen nur eingeschränkt erfasst. Grau et al. (2000) berichten, daß die 2-D-Videoanalyse der Rückfußbewegung keine zufriedenstellenden Ergebnisse erbringt und diese isoliert für die Erfassung eines Zusammenhangs zwischen Bewegungsmuster und Laufbeschwerden nicht geeignet scheint. Dies wird in ihrer Studie auf die hohe Test-Retest-Variabilität und die geringe Korrelation der Meßwerte zurückgeführt. Allerdings wurden die Ergebnisse im Gegensatz zu den Ergebnissen der vorliegenden Studie per Laufbandanalyse erhoben. Nach Reinisch et al. (1991) unterscheidet sich die Rückfußbewegung im Feldversuch und in der Laufbandanalyse deutlich. Nach Segesser (Engelhardt 1996) beeinflusst die Geschwindigkeit des Laufbandes durch unterschiedliche Vibrationen das Laufverhalten. Auch bei Untersuchungen von Nigg et al. (1995 c) unter-

schied sich die Kinematik bei Laufbandanalysen von der Kinematik beim Laufen über Grund. Die Probanden setzten beim Laufen auf dem Laufband die Füße systematisch in einer flacheren Position auf, um mehr Stabilität zu erreichen. Wank et al. (1998) ermittelten Differenzen sowohl der Kinematik als auch der Muskelaktivität der Beinmuskeln beim Laufen über Grund und auf dem Laufband. So wird der Laufstil auf dem Laufband durch eine kürzere Schrittlänge und eine höhere Schrittfrequenz verändert. Auch sie kommen zu dem Schluß, daß kinematische Messungen allein auf dem Laufband zu inadäquaten Schlußfolgerungen für das Laufen über Grund führen. Milani et al. (2000) führten Untersuchungen zur Rückfußbewegung mit einem anderen System durch. Sie maßen die Rückfußbewegung innerhalb des Schuhs mit einem internen Goniometer und verglichen die Werte mit gleichzeitig gemessenen Winkeln eines extern am Schuh fixierten Goniometers. Dabei ermittelten sie zwar für die innerhalb des Schuhs gemessenen Pronationswinkel niedrigere Werte, insgesamt aber waren die Unterschiede zwischen extern und intern gemessenen Winkeln nicht signifikant. Bei Messungen dieser Art muß in Betracht gezogen werden, daß der Bewegungsablauf des einzelnen Läufers durch die Meßapparatur innerhalb des Schuhs mechanisch beeinflusst wird. Es zeigt sich, daß keine der genannten Testmethoden den anderen sicher überlegen ist und eindeutige Vorteile bietet, da jede einzelne mit unterschiedlichen Fehlerquellen behaftet ist. Um genauere Ergebnisse zu erzielen, muß eine innovative Meßmethode entwickelt werden. Ein Ansatz liegt in der Entwicklung von sehr dünnen, ca. 1 cm<sup>2</sup> messenden elektromagnetischen Sensoren. Diese könnten so an der Fußoberfläche angebracht werden, daß weder die Fußbeweglichkeit eingeschränkt wäre noch Modifikationen am Schuh nötig wären, um Informationen über die Kinematik und die Bewegung der einzelnen Fußknochen zueinander zu erhalten. Beim derzeitigen Stand der Meßtechnik ist eine Kombination der beschriebenen Methoden sinnvoll, um die einzelnen Fehlerquellen gegeneinander auszugleichen und eine Ergänzung der erzielten Ergebnisse zu erhalten. Wenn sich die Kinematik des unter Haut und Schuh verborgen liegenden Knochens mit der durchgeführten Methode möglicherweise auch nur mit einem leichten Fehler ermitteln läßt, so repräsentieren die Ergebnisse dennoch zuverlässig die Dimensionen der Pronationswinkelgeschwindigkeit und des maximalen Pronationswinkels (Reinschmidt et al., 1997). Die Werte weisen darauf hin, daß Unterschiede in der Kinematik des Laufens in verschiedenen Schuhen und des Barfußlaufens bestehen. Für die genaue Evaluierung von biomechanischen Daten ist die Kombination von kinetischen und kinematischen Messmethoden, wie in der vorliegenden Studie, sinnvoll, um Daten zu erhalten, die sich gegenseitig ergänzen. Hennig (1993) empfiehlt für die Schuhtestung eine Kombination von biomechanischen Tests mit praktischen Tragetests und Materialtests.

Wie zuvor gefordert, sollten die kinematischen Parameter des idealen Laufschuhs möglichst denen des natürlichen Bewegungsablaufs beim Barfußlauf bei gesunder Gelenkkette ohne Fehlstellung entsprechen. Es sollte eine hohe Koeffizienz der Bewegungskopplung zwischen Fuß und Schuh herrschen und der Abrollvorgang somit unterstützt und nicht eingeschränkt werden. Funktionelle Abweichungen sollten dabei - im Gegensatz zu anatomischen Abweichungen - vom Schuh kompensiert werden.

Anhand der ermittelten Daten ließ sich feststellen, daß diese Leistung am ehesten von den Lieblingsschuhmodellen erbracht wurde, die dafür von den Läufern jeweils das Attribut komfortabel erhielten. Die in der Fragestellung angestrebte Quantifizierung des Komforts und der darauf bezogenen subjektiven Empfindung läßt sich anhand der vorliegenden Studie nicht abschließend beurteilen. Ein genereller Zusammenhang von Komfort und biomechanischen Eigenschaften von Laufschuhen hingegen läßt sich belegen, wie auch schon von Reinschmidt et al. (2000) postuliert. Es zeigt sich, daß die Bewegung des Sprunggelenkes sowie die mechanische Kopplung der Bewegung an den Unterschenkel und an den Schuh für den Komfort eine Rolle spielen. Möglicherweise ist das Empfinden für Komfort bzw. Diskomfort durch geringe Abweichungen der Kinematik der einzelnen Laufschuhe vom Barfußlauf begründet. Dabei ist auch anzunehmen, daß die Kinematik des Schuhs diejenige des Fußes bei der Abrollbewegung beeinflusst. In wie weit allerdings die Stellung der Knochen zueinander verändert wird, ist fraglich. Stacoff et al. (2001) berichteten, dass die Bewegung von Calcaneus und Tibia beim Abrollvorgang auch bei unterschiedlichen Schuhkonstruktionen kaum beeinflusst wird. Diese Annahme basiert auf dem aktuellen Konzept, daß der passive Bewegungsapparat einen individuell vorgegebenen Bewegungsmodus besitzt (Nigg, 2001). Jede Intervention, die diesen vorgegebenen Modus unterstützt, führt zu Verminderung der Muskelaktivität (Razeghi et al., 2000) und somit zu einer verminderten muskulären Belastung. Wird der Bewegungsablauf hingegen gestört, so versucht der Läufer, seine „Normalkonfiguration“ wieder herzustellen. Dies zeigt sich an einer erhöhten EMG-Aktivität (Wakeling et al., 2002, Komi et al., 1993).

Der Schuh sollte daher in Form und Funktion möglichst individuell auf den Läufer abgestimmt werden. Trotz der enormen Variationsbreite der Fußformen ist es sicherlich nicht notwendig, maßgefertigte Schuh anzubieten. Allerdings sollten sowohl die Paßform eines Laufschuhs als auch die Materialeigenschaften der Zwischensohle dem Fuß des einzelnen Läufer besser angeglichen werden. Es sollten also zumindest Modelle in unterschiedlicher Weite angeboten werden, wie dies bereits von einigen Herstellern, beispielsweise der Marke New Balance, praktiziert wird. Das Gros der Läufer sollte dabei bei 4 bis 5 unterschiedlichen

Schuhmaßen Schuhe mit einer geeigneten Paßgenauigkeit finden. Selbstverständlich müssen Schuhe für männliche und weibliche Läufer aufgrund verschiedener anatomischer Verhältnisse über unterschiedliche Leisten geformt sein (Wunderlich et al., 2001). Auch Elastizität und Härte sowie Flexibilität und Stabilität der Zwischensohle und der Laufsohle müßten besser an den einzelnen Läufer angepaßt werden. Von Bedeutung sind die individuelle Fußform sowie die Beweglichkeit der Fußgelenke des Vorfußes und die Torsionsfähigkeit des Mittelfußes, das Körpergewicht, der Laufstil und die erwartete Belastung und Leistung des Läufers. Der Laufschuh sollte Bewegungsänderungen sowie Änderungen der Abrollbewegung durch Ermüdung mit einer Führungskontrolle und Pronationsstützung vermindern. Die Sohle sollte durch ihre Dämpfungseigenschaften die als unangenehm empfundenen Vibrationen der Weichteile verhindern können. Allerdings darf die Sensitivität des Fußes dabei nicht eingeschränkt werden. Es ist fraglich, ob die beiden derzeit verwendeten Materialien, PU und EVA, sowie die Dämpfungselemente aus Gel oder Luft ausreichend sind, um diese Forderung zu erfüllen. Unter Umständen sind weitere Materialien im Schuhbau nötig, um ein multifunktionales System, das die teilweise widersprüchlichen Eigenschaften der Dämpfung, der Stützung und der Führung bei minimalem Gewicht besser in sich integriert, zu entwickeln. Dies gilt auch für die Materialien der Außensohle, die ebenfalls einen bedeutenden Einfluß auf die Flexibilität, die Dämpfung und das Gewicht des Laufschuhs haben. Verschiedene Schuhhersteller versuchen dies derzeit mit der Entwicklung neuartiger Struktursysteme der Zwischensohle zu erreichen (beispielsweise Nike Shox, Puma cell System). Die Firma adidas™ initiierte vor diesem Hintergrund das Projekt „my adidas“, bei dem sowohl die individuell vermessene Fußform, als auch funktionelle Ansprüche und Design-Wünsche des einzelnen Läufer bei der Fertigung des Schuhs berücksichtigt werden (Ritzer 2002). Auch bei den Obermaterialien des Schaftes bedarf es Neuerungen, um die Anpassung des Schuhs an den Fuß zu verbessern. Denn eine verbesserte Anpassung der Paßform und der Funktionalität des Schuhs an den Läufer führt zu einer Reduktion von Relativbewegungen des Fußes gegenüber dem Schuh, und zu einer Verminderung von körpereigenen Anpassungsvorgängen, um die Abrollbewegung und die Stoßbelastung konstant zu halten. Beides führt zu einer Ökonomisierung des Energieverbrauchs und verhindert eine vorzeitige Ermüdung der intrinsischen Fußmuskulatur. Muskuläre Ermüdung führt zu Abweichungen in der Kinetik und Kinematik des Abrollvorganges und damit zu Mißempfindungen und Diskomfort. Möglicherweise hängt das Gefühl für Komfort und Diskomfort nicht nur von der Beeinflussung des Bewegungsablaufes an sich ab, sondern auch vom Energieverlust bzw. von der Energieersparnis durch die körpereigene muskuläre Modulation des Bewegungsablaufs. Je besser ein Schuh also das natürlichen Be-

wegungsmuster unterstützt und vor überlastenden Bewegungen, Stoßbelastungen und Vibrationen schützt, desto weniger Arbeit muß von der Muskulatur aufgebracht werden, um dieselbe Bewegung auszuführen. Dies wiederum hat einen meßbaren Einfluß sowohl auf die Performance eines Schuhs als auch auf den Komfort.

## **6 Zusammenfassung**

Das Ziel der vorliegenden Arbeit war es, Zusammenhänge zwischen biomechanischen Parametern von Laufschuhen und dem subjektiven Tragekomfort mit Hilfe der derzeit möglichen technischen Verfahren der Schuhtestung zu ermitteln. Dazu wurden bei 36 Probanden mittels einer Kistler-Kraftmeßplatte 6 kinetische und mittels einer 2-D-Videoanalyse 5 kinematische Parameter von sogenannten Lieblingsschuhen mit denen zweier Referenz-Schuhmodelle und 5 kinematischen Parametern des Barfußlaufes verglichen. Die Ergebnisse dieser Messungen wurden zusätzlich mit den verschiedenen Fußformen der Probanden, die mit Hilfe einer dynamischen plantaren Druckverteilungsmessung ermittelt wurden, verglichen.

Die gewonnenen Ergebnisse weisen auf einen Zusammenhang von kinetischen und kinematischen Parametern und Komfort hin. Die kinetischen Daten zeigen, daß die Bodenreaktionskräfte eines Schuhs von der Form des Leistens, den Materialeigenschaften der Zwischensohle und dem spezifischen Laufmuster des Läufers abhängen.

Durch einen neurophysiologischen, muskelgesteuerten Dämpfungsmechanismus kommt es zu einer Anpassung des Laufstils an unterschiedliche Dämpfungs- und Stabilitätseigenschaften des Laufschuhs. Dadurch werden die Belastungen für den aktiven und passiven Bewegungsapparat innerhalb eines bestimmten Bereiches konstant gehalten. Auch die Pronationsbewegung ist Teil dieser physiologischen Stoßdämpfung des Fußes. Durch die Pronationsbewegung werden die dynamischen Kräfte des Fersenaufpralls abgebremst. Auch dies führt zu einer Entlastung des Bewegungsapparates. Ein optimaler Laufschuh sollte eine ähnliche Kinematik aufweisen wie der individuelle Barfußlauf, sofern keine Fehlstellungen oder Funktionsstörungen des natürlichen Abrollvorganges bestehen.

In den vorliegenden kinematischen Ergebnissen wurde diese Forderung teilweise durch den Lieblingslaufschuh erfüllt, da der maximale Pronationswinkel und die Pronationswinkelgeschwindigkeit im Lieblingslaufschuh am besten mit der Kinematik des Barfußlaufes korrelierten. Da dies jedoch nicht für alle gemessenen Parameter zutrifft, ist anzunehmen, daß der Komfort aus einem komplexen Zusammenspiel von Körper, Schuh und Laufoberfläche resultiert. Die Verfahren in der Schuhtestung bieten noch keine ausreichenden Möglichkeiten, um diese komplexe Interaktion der Abrollbewegung und die Bewegungskopplung zwischen Fuß und Schuh genau zu ermitteln. Für die Optimierung



von Komfort, Performance und Verletzungsprophylaxe müssen Paßform und Materialeigenschaften des Laufschuhs sowie die individuelle Situation des Läufers gleichermaßen berücksichtigt werden. Als wichtige Kriterien für den Komfort gelten die Paßform und der Einfluß des Laufschuhs auf den natürlichen, individuellen Bewegungsablauf. Deshalb sollten Laufschuhe nach den spezifischen kinetischen und kinematischen Gegebenheiten des einzelnen Läufers konzipiert werden. Es sollten zumindest Schuhe in verschiedenen Weiten angeboten werden, um dem Fuß einen optimalen Halt mit wenig Relativbewegung zum Schuh zu bieten. Bei der Konstruktion der Zwischensohle und der Laufsohle sind möglicherweise die derzeit benutzten Materialien nicht ausreichend, um die individuell unterschiedlichen Abläufe der Abrollbewegung sowie die Propriozeption optimal zu unterstützen. Insgesamt zeigt sich, daß der Komfort im Laufschuhbereich weiterhin ein vom einzelnen Läufer abhängiges Phänomen bleiben wird und es den „komfortabelsten“ Laufschuh, der allen Läufern gerecht wird, wahrscheinlich nie geben wird.

## 7 Literaturverzeichnis

1. Anderson T: Biomechanics and running economy. *Sports Med* 22: 76-89; 1996
2. Areblad M, Nigg BM, Ekstrand J, Olsson KO, Ekstrom H: Three-dimensional measurement of rearfoot motion during running. *J Biomech* 23: 933-940, 1990
3. Barnes RA, Smith PD: The role of footwear in minimizing lower limb injury. *J Sports Sci* 12: 341-353, 1994
4. 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
5. Bellchamber TL, van den Bogert AJ: Contributions of proximal and distal moments to axial tibial rotation during walking and running. *J Biomech* 33: 1397-1403; 2000
6. Bobbert MF, Yeadon MR, Nigg BM: Mechanical analysis of the landing phase in heel-toe running. *J Biomech* 25: 223-234, 1992
7. Callahan LR, Sheon RP: Overview of running injuries of the lower extremity. *UpToDate* 10.2., 2002
8. Capozzo A, Catani F, Leardini A, Benedetti MG: Position and orientation in space of bones during movement: experimental artefacts. *Clin Biomech* 11: 90-100, 1996
9. Cavanagh PR: *The running shoe book*. Anderson World Inc., Mountain View, California, 1980
10. Cavanagh PR, Lafortune MA: Ground reaction forces in distance running. *J Biomech* 13: 397-406, 1980
11. Chandler TJ, Kibler WB: A biomechanical approach to the prevention, treatment and rehabilitation of plantar fasciitis. *Sports Medicine* 15: 344-352; 1993
12. Chen HC, Nigg BM, de Koning JJ: Relationship between plantar pressure distribution under the foot and insole comfort. *Clin Biomech* 9: 335-341, 1994
13. Cheskin MP, Bates BT, Sherkin KJ: *The Complete Handbook of Athletic Footwear*, Fairchild Publications, New York, 1987
14. Clancy WG: Running injuries II. Evaluation and treatment of specific injuries. *Am J Sports Med* 8: 287-293, 1980a
15. Clancy WG, Smith WB, Drez D, Dettner DE: Running injuries I. Environmental factors in running, running footwear, chronic leg pain. *Am J Sports Med* 8:137-145, 1980b
16. 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

17. Clement DB, Taunton JE, Smart GE, McNicol KL: A survey of runner's overuse injuries. *Physician Sportsmed* 9: 47-58, 1981
18. Cole GK, Nigg BM, Fick GH, Morlock MM: Internal loading of the foot and ankle during impact in running. *J Appl Biom* 11: 25-46, 1995
19. Cole GK, Nigg BM, van den Bogert AJ: The clinical biomechanics award paper 1995. Lower extremity joint loading during impact in running. *Clin Biomech* 11: 181-193; 1996
20. Cook SD, Brinker MR, Poche M: Running shoes - Their relationship to running injuries. *Sports Med* 10: 1-8, 1990
21. Cook SD, Kester MA, Brunet ME: Shock absorption characteristics of running shoes. *Am J Sports Med* 13: 248-253, 1985
22. De Wit B, De Clercq D, Aerts P: Biomechanical analysis of the stance phase during barefoot and shod running. *J Biomech* 33: 269-278, 2000
23. 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
24. Debrunner HU, Jacob HA: *Biomechanik des Laufens*. Enke, Stuttgart, 1998
25. Denoth J, Kaelin VX, Stacoff A: Schockabsorption beim Joggen - Materialtests kontra Versuchspersonentests. *Dtsch Z Sportme* 35: 196-202, 1985
26. Dickinson JA, Cook SD, Leinhardt MT: The measurement of shock waves following heel strike while running. *J Biomech* 18: 415-422, 1985
27. Diem CJ: Kriterien für Lauf(-Jogging)schuhtests. *Sportverletz Sportschaden* 7: 196-199, 1993
28. Diem CJ: Der Laufschuh - das wichtigste Kleidungsstück der Läufer. *Krankengymnastik* 50: 258-271, 1998
29. Dufek JS, Bates BT, Stergiou N, James CR: Interactive effects between group and single-subject response patterns. *Hum Mov Sci* 14: 301-323, 1995
30. Engelhardt R: Gibt es den "idealen" Sportschuh? *Z Orthop* 134: 16-17; 1996
31. Fishpool S, Tarry P: Running blind. *Runners World* 44-47, 2000
32. Frederick EC: Biomechanical consequences of sport shoe design. *Exerc Sport Sci Rev* 14: 375-400, 1986 a
33. Frederick EC: Kinematically mediated effects of sport shoe design: a review. *J Sports Sci* 4: 169-184, 1986 b
34. Fredericson M: Common injuries in runners. *Sports Med* 21: 49-72; 1996

35. Fromme A, Winkelmann F, Thorwesten L, Reer R, Jerosch J: Der Pronationswinkel des Rückfußes beim Laufen in Beziehung zur Belastung. Sportverl Sportschad 11: 52-57, 1997
36. Gerritsen KG, van den Bogert AJ, Nigg BM: Direct dynamics simulation of the impact phase in heel-toe running. J Biomech 28: 661-668, 1995
37. Grau S, Müller O, Bäurle W, Beck M, Krauß I, Maiwald C, Baur H, Mayer F: Grenzen und Möglichkeiten der 2D-Videoanalyse in der Bewertung physiologischer und pathologischer Abrollvorgänge des Fußes bei Läufern. Sportverl. Sportschad. 14: 107-114; 2000
38. Gross P, Marti B: Sports activity and risk of arthrosis. Schweiz Med Wochenschr 127: 967-77, 1997
39. Gustafsson B, Kriwat M: Objektivität nur bedingt möglich. Orthopädieschuhtechnik 56-59, 1998
40. Hennig EM: Biomechanische Testkriterien fuer Sportschuhe. Sportverl Sportschad 7: 191-195, 1993
41. Hennig EM, Milani TL: Pressure distribution measurements for evaluation of running shoe properties. Sportverl Sportschad 14: 90-97; 2000
42. Hintermann B, Nigg BM: Pronation in Runners – Implication for injuries. Sports med 26(3): 169-176, 1998
43. James SL, Bates BT, Osternig LR: Injuries to runners. Am J Sports Med 6: 40-50, 1978
44. Joergensen U, Ekstrand J: Significance of heel pad confinement for the shock absorption at heel strike. Int J of Sports Med 9: 468-473, 1988
45. Kaelin VX, Unold E, Stussi E, Stacoff A: Interindividual and intraindividual variabilities in running. Champaign, Illinois, 1985
46. Koebke J: Funktionelle Anatomie der unteren Extremität, speziell des Fußes. Sportverl Sportschad 7: 163-166; 1993
47. Komi PV, Gollhofer A, Schmidtbleicher D, Frick U: Interaction between man and shoe in running: considerations for a more comprehensive measurement approach. Int J of Sports Med 8: 196-202, 1987
48. Komi PV, Hyvarinen T, Gollhofer A, Kvist M: Biomechanische Überlegungen über Stosskräfte und Fussstabilität beim Laufen. Sportverletz Sportschaden 7: 179-182, 1993
49. Konradsen L, Hansen EM, Sondergaard L: Long distance running and osteoarthritis. Am J Sports Med 18: 379-81, 1990

50. Krampla W, Mayrhofer R, Malcher J, Kristen KH, Urban M, Hruby W: MR imaging of the knee in marathon runners before and after competition. *Skeletal Radiol* 30: 72-76, 2001
51. Lane NE, Bloch DA, Jones HH: Long-distance running, bone density and osteoarthritis. *JAMA* 255: 1147-1151, 1986
52. Lane NE, Bloch DA, Hubert HB, Jones H, Simpson U, Fries JF: Running, osteoarthritis and bone density: initial 2-year longitudinal study. *Am J Med* 88(5): 452-459, 1990
53. Lane NE, Oehlert JW, Bloch DA, Fries JF: The relationship of running to osteoarthritis of the knee and the hip and bone mineral density of the lumbar spine: a 9 year longitudinal study. *J Rheumatol* 25(2): 334-341, 1998
54. Lapvetelainen T, Nevalainen T, Parkkinen JJ, Arokoski J, Kiraly K, Hyttinen M, Halonen P, Helminen HJ. Lifelong moderate running training increases the incidence and severity of osteoarthritis in the knee joint of C57BL mice. *Anat Rec* 242: 159-65, 1995
55. Lohrer H: Merkmale und Effizienz der Sportschuheinlagen beim Läufer. *Sportverl Sportschad* 3: 106-111, 1989
56. Mayer F, Grau S, Baur H, Hirschmüller A, Horstmann T, Gollhofer A, Dickhuth H: Verletzungen und Beschwerden im Laufsport. *Deutsches Ärzteblatt*, Jg 98, Heft 19, A1254-1259; 2001
57. McCaw ST, DeVita P: Errors in alignment of center of pressure and foot coordinates affect predicted lower extremity torques. *J Biomech* 28: 985-988, 1995
58. McKenzie DC, Clement DB, Taunton JE: Running shoes, orthotics, and injuries. *Sports Med* 2: 334-347, 1985
59. Milani TL, Hennig EM: Perceptual and biomechanical variables for running in identical shoes with varying midsole hardness. *Clin Biomech* 12: 17-23, 1996
60. Milani TL, Hennig EM: Measurements of rearfoot motion during running. *Sportverl Sportschad* 14: 115-120; 2000
61. Milani TL, Kimmeskamp S, Hennig EM: Zusammenhang von biomechanischen Parametern und subjektiver Belastungswahrnehmung in Laufschuhen. *Dtsch Z Sportme* 48: 139-144, 1997
62. Miller JE, Nigg BM, Liu W, Stefanyshyn DJ, Nurse MA: Influence of foot, leg and shoe characteristics on subjective comfort. *Foot & Ankle International* 21: 759-767; 2000
63. Morlock MM, Nigg BM: Theoretical considerations and practical results on the influence of the representation of the foot for the estimation of internal forces with models. *Clin Biomech* 6: 3-13, 1991

64. Nigg BM: Experimental technique used in running shoe research. pp. 27-61. In: Nigg BM (ed): Biomechanics of running. Champaign; Illinois, 1986
65. Nigg BM.: The role of impact forces and foot pronation: a new paradigm. Clin J Sport Med 11: 2-9; 2001
66. Nigg BM, Anton M: Energy aspects for elastic and viscous shoe soles and playing surfaces. Med Sci Sports Exerc 27: 92-97; 1995 a
67. Nigg BM, Cole GK, Brüggemann GP: Impact forces during heel-toe running. J Appl Biom 11: 407-432, 1995 b
68. Nigg BM, De Boer RW, Fisher V: A kinematic comparison of overground and treadmill running. Med Sci Sports Exerc 27: 98-105, 1995 c
69. 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
70. Nigg BM, Khan A, Fisher V, Stefanyshyn D: Effect of shoe insert construction on foot and leg movement. Med Sci Sports Exerc 30: 550-555, 1998
71. Nigg BM, Lüthi S: Bewegungsanalysen beim Laufschuh. Sportwissenschaft 10: 309-320, 1980
72. Nigg BM, Nigg CR, Reinschmidt C: Reliability and validity of active, passive and dynamic range of motion tests. Sportverl. Sportschad. 9: 51-57; 1995 d
73. Nigg BM, Nurse MA, Stefanyshyn DJ: Shoe inserts and orthotics for sport and physical activities. Med Sci Sports Exerc 31: 421-428, 1999
74. Nigg BM, Segesser B: Der Laufschuh – ein Mittel zur Prävention von Laufbeschwerden. Z Orthop 124: 765-771, 1986
75. Nigg BM, Segesser B: Biomechanical and orthopedic concepts in sport shoe construction. Med Sci Sports Exerc 24: 595-602, 1992
76. Nigg BM, Shorten MR, Stefanyshyn DJ: Blue Book Functional Goals of Athletic Footwear. In: Sport Shoe Research VI, Human Performance Laboratory, University of Calgary, Canada, 199-322, 1997
77. Nitzschke E, Leonhardt R: Joggen-Überlastungsschäden am Bewegungsapparat. Sportverl. Sportschad. 5: 22-26; 1991
78. Nurse MA, Nigg BM: Quantifying a relationship between tactile and vibration sensitivity of the human foot with plantar pressure distributions during gait. Clin Biomech (Bristol, Avon) 14(9): 667-72, 1999
79. Pfürringer W, Segesser B: Der Sportschuh. Orthopäde 15: 260-263; 1986

80. Ramakrishnan HK, Kadaba MP: On the estimation of joint kinematics during gait. *J Biomech* 24: 969-977, 1991
81. Razeghi M, Batt ME: Biomechanical analysis of the effect of orthotic shoe inserts. *Sports Med* 29: 425-238; 2000
82. Reinisch M, Schaff P, Hauser W, Rosemeyer B: Laufband versus Feldversuch. *Sportverl. Sportschad.* 5: 60-73, 1991
83. Reinschmidt C, Nigg BM: Current issues in the design of running and court shoes. *Sportverl Sportschad* 14: 71-81; 2000
84. Reinschmidt C, van den Bogert AJ, Murphy N, Lundberg A, Nigg BM: Tibiocalcaneal motion during running, measured with external and bone markers. *Clin Biomech* 12: 8-16, 1997
85. Ritzer U: Maß macht mobil – Adidas setzt auf speziell angefertigte Laufschuhe. *Süddeutsche Zeitung* Nr. 60, S. 50, 2002
86. Robbins SE, Gouw GJ, Hanna AM: Running-related injury prevention through innate impact-moderating behavior. *Med Sci Sports Exerc* 21: 130-139, 1989
87. Robbins SE, Gouw GJ: Athletic footwear: unsafe due to perceptual illusions. *Med Sci Sports Exerc* 23: 217-224, 1991
88. Robbins SE, Hanna AM: Running-related injury prevention through barefoot adaptations. *Med Sci Sports Exerc* 19: 148-156, 1987
89. Schiebler TH, Schmidt W, Zilles K: *Anatomie*, Springer, Heidelberg, 1999
90. Segesser B, Nigg BM: Orthopadische und biomechanische Konzepte im Sportschuhbau. *Sportverl Sportschad* 7: 150-162, 1993
91. Segesser B, Stussi E, Stacoff A, 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.* *Sportverl Sportschad* 3: 167-182, 1989
92. Senatore JR: Functional components of a sport shoe. *Orthop Nurs* 15: 19-22, 1996
93. Stacoff A: Welches ist der beste Laufstil. *Spiridon* 16-19, 1995
94. Stacoff A: Sportschuhe „Prävention und Leistung“. *Sportverl Sportschad*; 14: 69-70; 2000
95. Stacoff A, Nigg BM, Reinschmidt C, van den Bogert AJ, Lundberg A: Tibiocalcaneal kinematics of barefoot versus shoe running. *J Biomech* 33: 1387-1395; 2000 a
96. Stacoff A, Nigg BM, Reinschmidt C, van den Bogert AJ, Lundberg A, Stüssi E, Denoth J: Movement coupling at the ankle during the stance phase of running. *Foot Ankle Int* 21: 232-239, 2000 b

97. 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: 311-319; 2001
98. Stefanyshyn DJ, Nigg BM: Energy aspects associated with sport shoes. *Sportverl Sportschad* 14: 82-89; 2000
99. Stüssi E, Denoth J, Müller R, Stacoff A: Sportmedizin und Rehabilitation – Böden und Schuhe. *Orthopäde* 26: 993-998; 1997
100. Stüssi E, Stacoff A, Lucchinetti E: Dämpfung versus Stabilität. *Sportverl Sportschad* 7: 167-170, 1993
101. Valiant GA: Friction-Slipping-Traction. *Sportverl Sportschad* 7: 171-178; 1993
102. van Mechelen W: Can running injuries be effectively prevented? *Sports Med* 19: 161-165; 1995
103. Wakeling JM, Pascual SA, Nigg BM: Altering muscle activity in the lower extremities by running with different shoes. *Med Sci Sports Exerc* 34: 1529-32, 2002
104. Wakeling JM, von Tscherner V, Nigg BM, Stergiou P: Muscle activity in the leg is tuned inresponse to ground reaction forces. *J Appl Physiol* 91: 1307-1317, 2001
105. Walther M: Zusammenhänge zwischen der subjektiven Beurteilung von Laufschuhen, den Materialparametern sowie kinetischen und kinematischen Parametern des Gangzyklus, Habilitationsschrift, Julius-Maximilians-Universität Würzburg, 2001
106. Wank V, Frick U, Schmidtbleicher D: Kinematics and electromyography of lower limb muscles in overground and treadmill running. *Int J Sports Med* 19: 455-461; 1998
107. Wischnia B: Running Shoe Glossary. *Runner's World Online*: <http://www.runnersworld.com>, 2002
108. Wolpert W, Zichner L, Varnai S: Korrekturen am und im Sportschuh. *Sportverl Sportschad* 7: 210-215; 1993
109. Wunderlich R. E., Cavanagh P. R.: Gender differences in adult foot shape: implications for shoe design. *Med sci sports exerc* 33: 605-611; 2001



# Danksagung

---

Der Autor bedankt sich herzlich bei:

- Herrn Priv. Doz. Dr. med. Markus Walther für die Überlassung des Themas und für seine Anregung, Beratung und Betreuung bei der Bearbeitung der vorliegenden Dissertationsschrift.
- den Mitarbeitern des biomechanischen Labors der adidas-Salomon AG, Herrn Dipl. Mathematiker Dr. Berthold Krabbe und Herrn Frank Kleindienst sowie Herrn Gerd Manz und Frau Dagmar Kugler für die Unterstützung bei der Testdurchführung, der Datenaufnahme und der Datenanalyse.
- allen Probanden für ihre Kooperationsbereitschaft.
- seinen Eltern für die persönliche und finanzielle Unterstützung.
- seiner Ehefrau Lucia für die liebevolle Zuwendung, ihr hilfreiches Beiseitestehen und ihren unermüdlichen Ansporn bei der Entstehung der Promotion.



# Curriculum Vitae

---

<b>Name</b>	Michael Theune
<b>Geburtstag/ -ort</b>	10. April 1972 in Kassel
<b>Staatsangehörigkeit</b>	deutsch
<b>Familienstand</b>	verheiratet, 1 Tochter
<b>Allgemeine Hochschulreife</b>	
06/1991	Goethe-Schule, Kassel
<b>Wehrdienst</b>	
04/ 1992 bis 03/1994	Akademie des Sanitäts- und Gesundheitswesens, München, Offizier der Reserve
<b>Studium</b>	
04/1994 bis 04/2000	Studium der Humanmedizin Julius-Maximilians-Universität, Würzburg
03/1996	Physikum
04/1998	1. Staatsexamen
04/2000	2. Staatsexamen
04/2000 bis 05/2001	Studium der Humanmedizin Ludwig-Maximilians-Universität, München
05/2001	3. Staatsexamen
<b>Beruflicher Werdegang</b>	
09-12/2001	Arzt im Praktikum, Labormedizin Medizinische Laboratorien Dr. Staber & Partner, München
12/2002-01/2003	Arzt im Praktikum, Innere Medizin Kreisklinik Perlach, München
seit 02/2003	Arzt im Praktikum, Labormedizin Medizinische Laboratorien Dr. Staber & Partner, München

Michael Theune





