

**Aus der Medizinischen Universitätsklinik und Poliklinik  
(Department) Tübingen  
Abteilung Innere Medizin V Sportmedizin  
(Schwerpunkte: Leistungsmedizin, spezielle Prävention,  
spezielle Rehabilitation)  
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. A. Nieß**

**Ein anthropometrischer, trainingspezifischer und  
biomechanischer Vergleich zwischen gesunden  
Läufern und Läuferinnen**

**Inaugural – Dissertation  
zur Erlangung des Doktorgrades  
der Medizin**

**der Medizinischen Fakultät  
der Eberhard – Karls – Universität  
zu Tübingen**

**vorgelegt von  
Christopher Constantin Komma  
aus  
Ostfildern – Ruit**

**2008**

Dekan: Professor Dr. I. B. Autenrieth

1. Berichterstatter: Professor Dr. T. Horstmann

2. Berichterstatter: Privatdozent Dr. M. Giese

**Für  
meine Eltern Draha und Walter  
und meinen Bruder Philippe**

## Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einleitung</b>	<b>1</b>
1.1	Einführung in die Thematik	1
1.2	Zielsetzung und Aufbau der Arbeit	5
<b>2</b>	<b>Material und Methoden</b>	<b>6</b>
2.1	Studienpopulation	6
2.1.1	Untersuchungsstichprobe	6
2.1.2	Fallzahlabeschätzung	6
2.1.3	Ein- und Ausschlusskriterien	6
2.1.4	Charakteristik der Gruppen – Geschlechterverteilung	7
2.2	Studiendesign und Studienablauf	9
2.2.1	Probandeneinweisung	9
2.2.2	Druckverteilungsmessung	9
2.2.3	Maskendefinition	16
2.2.4	Untersuchungsgrößen	17
2.2.4.1	Anthropometrische Größen	17
2.2.4.2	Trainingsspezifische Größen	18
2.2.4.3	Biomechanische Messgrößen	18
2.2.5	Datenverarbeitung	26
2.3	Statistische Verfahren	27
2.3.1	Fragestellungen und Hypothesen	28
2.3.2	Visualisierung der Messergebnisse	30

<b>3</b>	<b>Ergebnisse</b>	<b>31</b>
3.1	Anthropometrische Daten	31
3.2	Trainingsspezifische Daten	32
3.3	Biomechanische Messgrößen	35
3.3.1	Darstellung der Ergebnisse- Barfuß-Druckverteilungsmessung (Emed-Plattform)	35
3.3.2	Zusammenfassung der Ergebnisse- Barfuß-Druckverteilungsmessung (Emed-Plattform)	45
3.3.3	Darstellung der Ergebnisse- In-Schuh-Druckverteilungsmessung (Pedar)	48
3.3.4	Zusammenfassung der Ergebnisse- In-Schuh-Druckverteilungsmessung (Pedar)	56
<b>4</b>	<b>Diskussion</b>	<b>58</b>
4.1	Diskussion der anthropometrischen Größen	59
4.2	Diskussion der Messmethoden	60
4.3	Diskussion der biomechanischen Messgrößen	61
4.3.1	Diskussion der Ergebnisse (barfuß/Emed)	62
4.3.2	Pronationsbewegung im Abrollvorgang	75
4.3.3	Pronationskontrolle durch den Schuh	76
4.3.4	Zusammenfassung der Diskussion der Messgrößen (barfuß/Emed)	77
4.3.5	Diskussion der Ergebnisse- In-Schuh-Druckverteilungsmessung (Pedar)	78
4.3.6	Zusammenfassung der biomechanischen Messung (In Schuh-Messung/Pedar)	85

<b>5</b>	<b>Zusammenfassung und Ausblick</b>	<b>86</b>
<b>6</b>	<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>I</b>
<b>7</b>	<b>Abkürzungsverzeichnis</b>	<b>XIII</b>
<b>8</b>	<b>Abbildungsverzeichnis</b>	<b>XIV</b>
<b>9</b>	<b>Tabellenverzeichnis</b>	<b>XVIII</b>
<b>10</b>	<b>Anhang</b>	<b>XIX</b>
<b>11</b>	<b>Lebenslauf</b>	<b>XXXIV</b>

# **1 Einleitung**

## **1.1 Einführung in die Thematik**

In den letzten 20 Jahren ist der Laufsport auch in Deutschland zunehmend zum Volkssport geworden. Die Bedeutung eines kontinuierlichen Ausdauertrainings für Gesundheit, Figur und Fitness wurde allgemein bekannt und akzeptiert, sei es bei den Patienten, die diesen Sport zum Bestandteil ihrer Therapie wählten, über den gesamten Breitensport hinweg bis zum Hochleistungssport. Die positiven Auswirkungen des Laufens sind sowohl aus der Sicht des Sportmediziners im Hinblick auf die Herz- Kreislauffunktion des Läufers als auch aus der Sicht des Psychologen nicht anzuzweifeln (KRABBE 1994).

Mit der Zunahme an Läufern stieg gleichzeitig die Zahl der laufspezifischen Beschwerden. VAN MECHELEN (1992) fasste die Ergebnisse unterschiedlicher epidemiologischer Studien zusammen und zeigte eine jährliche Verletzungsrate zwischen 37% und 56% für einen durchschnittlichen, regelmäßig trainierenden Freizeitläufer auf.

Aus orthopädischer und biomechanischer Sicht muss ein wesentliches Ziel sowohl im Breiten- als auch im Leistungssport sein, die Belastung des Bewegungsapparates möglichst gering zu halten. In diesem Zusammenhang muss man sich die Frage stellen, inwieweit die Belastung des Bewegungsapparates durch externe oder interne Maßnahmen beeinflusst werden kann. Bei den internen Möglichkeiten bieten sich primär unterschiedliche Lauftechniken zur Variation der Belastung an, die sich durch das Aufsetzen des Fußes auf den Boden ergeben. Der Schwerpunkt der externen Maßnahmen beschäftigt sich mit der Variation des Schuhs als Bindeglied zwischen Mensch und Boden (KRABBE 1994).

Da neben den Männern immer mehr Frauen auch im mittleren Lebensalter zu aktiven Läuferinnen mit einem nicht zu unterschätzenden Trainingsumfang werden, ist eine Berücksichtigung der geschlechtsspezifischen Unterschiede in der Entwicklung eines speziell auf die Bedürfnisse der Frau abgestimmten Laufschuhprototypen dringend notwendig.

Zahlreiche wissenschaftliche Untersuchungen zeigten Unterschiede zwischen männlichen und weiblichen Läufern auf. Trotz offensichtlicher Unterschiede ging man bei der Entwicklung von Laufschuhen bisher nicht auf die diesbezüglichen individuellen Bedürfnisse der Läuferinnen ein. Aus der Literatur bekannte Sachverhalte über die Unterschiede zwischen den Geschlechtern bezogen sich auf klinische, anthropometrische, biomechanische und trainingsspezifische Daten.

In ihrer Untersuchung demonstrierten WUNDERLICH/CAVANAGH (2001), dass eine Differenzierung zwischen männlichen und weiblichen Füßen obligatorisch ist, da sie sich in vielfacher Hinsicht unterscheiden. Anhand dieser Studie stellten sie fest, dass die weiblichen Füße und Beine nicht einfach „abgemagerte Versionen“ der männlichen sind. Unterschiede ließen sich nicht nur in Größe und Breite der Füße feststellen, sondern auch in einer Anzahl von Formeigenschaften. Hierbei waren besonders die Sprunggelenksform, die Fußgewölbeform, die Außenseite des Fußes, die Zehenform und die Form der Wade zu nennen. Diese Unterschiede sollten in das Design und in die Entwicklung von geschlechtsspezifischen Sportschuhen eingehen.

WILKERSON/MASON (2000) untersuchten in ihrer Studie 22 männliche und 27 weibliche Hochschulathleten, die zuvor keine bedeutenden Bänderverletzungen am Sprunggelenk gehabt hatten, hinsichtlich normaler und pathologischer Schwäche des Außenbandapparates des Sprunggelenks. Der Vergleich zwischen den Männern und Frauen ergab einen statistisch signifikanten Unterschied. Die Frauen zeigten gegenüber den Männern viel laxere Bandstrukturen und ein loserer Bindegewebe. KERRIGAN/TODD/DELLA CROCE

(1998) sammelten und analysierten biomechanische Daten während des Gehens von 99 jungen Erwachsenen, aufgeteilt in 50 Männer und 49 Frauen im Alter zwischen 20 und 40 Jahren. Dabei wiesen die Frauen ein größeres Bewegungsausmaß der Gelenke auf, wie beispielsweise in einer signifikant größeren Hüftbeugung vor dem ersten Bodenkontakt und in einem größeren Kniebeugemoment in der Vorschwungphase.

Weitere Studien legten die Vermutung nahe, dass Frauen im Bereich des Kniegelenks zu einer vermehrten Valgusstellung der Beinachse neigten. Diese wiederum führte zu einer Lateralisation der Patella. Die damit verbundene Fehlstellung der Kniescheibe hatte einen erhöhten Anpressdruck zur Folge, welcher zu vermehrten Beschwerden im retropatellaren Gleitlager führte (LATINGHOUSE/TRIMBLE 2000; CSINTALAN/SCHULZ/WOO/McMAHON/LEE 2002).

Der klinischen Erfahrung zufolge neigen Frauen gegenüber Männern eher zu einer Belastung des Vorfußes während des Abrollvorgangs. Rückschlüsse auf die Folgen einer Vorfußbelastung ließen sich beispielsweise aus einer Untersuchung ziehen, die das Tragen von hochhackigen Schuhen und Beschwerden im Bereich des retropatellaren Gleitlagers und der Patellarsehne in einen unmittelbaren Zusammenhang setzten (ROSSI 2001).

Trainingsspezifische Daten verdeutlichten weiterhin, dass Frauen eine im Vergleich zu Männern reduzierte Laufleistung, eine geringere Laufgeschwindigkeit und weniger Wettkämpfe vorwiesen (GRAU 1999).

Dennoch ist anzumerken, dass sich die oben genannten Befunde in den meisten Fällen auf statische Konditionen bezogen oder den gewonnenen Erkenntnissen nur eine Röntgendiagnostik zugrunde lag. Da jedoch der Geh- und Laufvorgang ein dynamischer, komplexer biomechanischer Mechanismus ist, stellte sich die Frage, ob die durch die vorausgehenden Untersuchungen erhaltenen Ergebnisse ohne weiteres auf ein dynamisches Szenario übertragen werden können. Somit waren weitere Mess- und Untersuchungsmethoden

nötig, die das Gehen und Laufen, und im engeren Sinn das Abrollmuster, beschreiben und objektivieren.

Die Anwendung der plantaren Druckverteilung zur dynamischen Analyse der Verhältnisse zwischen Fuß und Untergrund brachte hier bedeutsame Fortschritte (NIGG 1985; STACOFF/DENOTH/KAELIN/STUESSI 1988; ROBBINS/GOUW 1990; MAYER/GRAU/BÄUERLE/BECK/KRAUSS/MAIWALD/BAUR 2000). Besondere Bedeutung kommt der Erfassung der Druckverteilungsmessung innerhalb von Sportschuhen deshalb zu, da Konstruktionsmerkmale von Laufschuhen die Belastung des Fußes und die damit verbundene Druckverteilung unter der Fußsohle erheblich verändern können, was schließlich zur Prävention von Beschwerden und Verletzungen führen soll (GRAU 2003).

Die Druckverteilungsmessung ermöglicht in der biomechanischen Forschung eine dynamische Aufnahme des gesamten Abrollvorgangs. Der Untersucher ist in der Lage, die auf den Fuß unmittelbar einwirkende Bodenreaktionskraft lokal aufzulösen und zeitlich und quantitativ einzelnen Fußregionen zuzuordnen. Neben dem stationären Messsystem – barfuß mittels Druckmessplatten - kann auch das Insole-System zum Einsatz kommen. In der vorliegenden Studie wurden diese zwei verschiedenen Systeme verwendet.

Vor dem Hintergrund bisher publizierter Untersuchungen, die sich mit Schuheigenschaften im Hinblick auf Dämpfung, Stabilität und Passform beschäftigten, wurde deutlich, dass weibliche Läuferinnen in der Vergangenheit unzureichend berücksichtigt wurden. Weiterhin wurden die Erkenntnisse aus der Laufschuhforschung teilweise nicht veröffentlicht, da viele Hersteller Entwicklungsarbeiten im eigenen Hause durchführten. Somit blieb es offen, inwieweit Angaben der Hersteller, die mit frauenspezifischen Schuhen werben, auf wissenschaftlichen Studien basieren oder lediglich durch eine Modifikation der Leistenform oder des Designs auf weibliche Population eingehen.

Es ist jedoch davon auszugehen, dass geschlechtsspezifische Besonderheiten Einfluss auf die Konstruktion haben müssen, mit dem Ziel, der Verletzungsprophylaxe und dem Tragekomfort gerecht zu werden. In diesem Zusammenhang wird die Notwendigkeit einer besonderen Betrachtung von klinischen, biomechanischen und trainingsspezifischen Besonderheiten der Frau im Bereich der Schuhforschung deutlich. Die vorliegende Untersuchung kann wertvolle Informationen für eine frauenspezifische Laufschuhkonzeption liefern.

## **1.2 Zielsetzung und Aufbau der Arbeit**

Ein wesentliches Ziel der Arbeit bestand darin, Erkenntnisse darüber zu gewinnen, inwieweit sich gesunde Läufer und Läuferinnen im Hinblick auf anthropometrische, trainingsspezifische und biomechanische Daten im Abrollvorgang unterscheiden. Zur Feststellung geschlechtsspezifischer Unterschiede in der Dynamik (Gehen und Laufen) wurden Druckmessgrößen wie der Druckschwerpunkt (COP), die Maximalkraft ( $F_{max}$ ) und das Kraft-Zeit Integral (FTI) bestimmt (vgl. Kap. 2.2.3), die den Abrollvorgang des Fußes kennzeichnen.

Im zweiten Kapitel der Arbeit wurden die Studienpopulation und die Untersuchungsmethoden beschrieben und das statistische Verfahren erläutert. Die ausgewählten Messsysteme der plantaren Druckverteilung und die Eigenschaften der Sensorik wurden charakterisiert und die jeweiligen Untersuchungsgrößen definiert.

In Kapitel 3 wurden die Ergebnisse der anthropometrischen, trainingsspezifischen und biomechanischen Daten dargestellt und anschließend unter Berücksichtigung der Angaben aus der Literatur diskutiert (Kapitel 4).

Kapitel 5 stellte die Studie zusammenfassend dar und gab einen Ausblick über die noch offenen Fragestellungen.

## **2 Material und Methoden**

### **2.1 Studienpopulation**

#### **2.1.1 Untersuchungsstichprobe**

An der Studie nahmen 50 Probanden teil, 23 Läufer und 27 Läuferinnen. Dabei wurden primär Teilnehmer von Lauffreizevents aus Tübingen und Umgebung berücksichtigt. Die restlichen Probanden wurden über Werbung in örtlichen Zeitungen und über Adressaten aus früheren Studien rekrutiert.

#### **2.1.2 Fallzahlabeschätzung**

Legt man die biometrischen Fallzahlberechnungsergebnisse aus der vorausgehenden Untersuchung zugrunde, bei der zwischen gesunden und verletzten Läufern (Achillodynie) unterschieden wurde, so ergab sich in Bezug auf die Unterschiede der auf das Körpergewicht relativierten maximalen vertikalen Druckwerte im Verlauf der Abrollbewegung eine Fallzahlempfehlung von 17 Probanden je Gruppe. In diesem Fall war der Test in 80% der Fälle in der Lage, bei korrekten Vorangaben zwischen den Gruppen zu differenzieren. Um mögliche Studienausschlüsse zu berücksichtigen, wurde die Fallzahl im Rahmen der vorliegenden Untersuchung auf  $n = 25$  je Geschlecht angehoben.

#### **2.1.3 Ein- und Ausschlusskriterien**

Die an der Women's Running-Studie teilnehmenden Probanden wurden nach folgenden Ein- und Ausschlusskriterien ausgewählt:

### Einschlusskriterien

- Gesunde männliche und gesunde weibliche Probanden im Alter zwischen 18 und 50 Jahren
- Beschwerdefreiheit seit mindestens sechs Monaten
- Wöchentliches Laufpensum von mindestens 20 Trainingskilometern im Ausdauerbereich
- Einwilligungserklärung zur Teilnahme an der Studie

### Ausschlusskriterien

- Therapeutische Maßnahmen in den vergangenen sechs Monaten (Physiotherapie, Medikamente, Einlagenversorgung, etc.)
- Voroperationen im Bereich des Kniegelenks
- Beschwerden an der unteren Extremität
- Akuter oder chronischer Allgemeininfekt
- Regelmäßige Medikamenteneinnahme, Alkoholabusus
- Teilnahme an einer anderen klinischen Studie innerhalb der letzten 30 Tage
- Prüfbüro zu weit vom Wohnort entfernt
- Fehlende Compliance während der Messung

#### **2.1.4 Charakteristik der Gruppen - Geschlechterverteilung**

Die zur Teilnahme der Studie relevanten Kriterien wurden in einem einleitenden Gespräch mit den Probanden überprüft und führten bei Nichterfüllung zum direkten Ausschluss. Überdies kam es bei der Barfuß- und In-Schuh-Druckverteilungsmessung aufgrund der spezifischen Messprobleme (z. B. der Ausfall einzelner Sensorreihen bei der Druckmessung) zu Datenverlusten und somit zu weiteren Probandenausfällen (sog. „Drop-outs“). Eine hohe Drop-out-Quote ergab sich bei den Druckmessungen im Schuh. Die Ergebnisse der gesamten Untersuchung wurden anhand eines Probandenbogens (CRF) festgehalten (vgl. Anhang).

Insgesamt ergaben sich folgende Stichprobengrößen:

**a) Barfuß-Druckverteilungsmessung (Emed-Plattform)**

Barfuß- Druckverteilungsmessung	Probanden (rekrutiert)	Probanden (nach Drop-out)	Alter (Jahre)
Untersuchungsgruppe männlich (UG <sub>M</sub> )	23	23	39.7±6.9
Untersuchungsgruppe weiblich (UG <sub>W</sub> )	27	26	39.6±6.3

**Tab. 1:** *Endgültige Gruppengröße und Gruppencharakteristik in der Barfuß-Druckverteilungsmessung (Emed-Plattform)*

**b) In-Schuh-Druckverteilungsmessung (Pedar)**

In-Schuh- Druckverteilungsmessung	Probanden (rekrutiert)	Probanden (nach Drop-out)	Alter (Jahre)
Untersuchungsgruppe männlich (UG <sub>M</sub> )	23	19	39.1±7.2
Untersuchungsgruppe weiblich (UG <sub>W</sub> )	27	23	39.2±6.6

**Tab. 2:** *Endgültige Gruppengröße und Gruppencharakteristik in der In-Schuh-Druckverteilungsmessung (Pedar)*

## **2.2 Studiendesign und Studienablauf**

### **2.2.1 Probandeneinweisung<sup>1</sup>**

Für die Untersuchung in der Sporthalle am Institut für Sportwissenschaft Tübingen wurde ein Messtag eingeplant (vgl. *Abb. 3*). Zu Beginn erhielt jeder Teilnehmer ein Informationsblatt zur Studie, wo er über Ziele, Dauer, Ablauf und Nutzen der Studienteilnahme aufgeklärt wurde. Anschließend wurde eine Einwilligungserklärung zur Studie ausgegeben und im Rahmen der Einverständniserklärung explizit darauf hingewiesen, dass jederzeit, ohne Angaben von Gründen, die Teilnahme an der Studie beendet werden könnte. Zu den persönlichen Daten wurden ferner anthropometrische und trainingsspezifische Angaben erfasst.

### **2.2.2 Druckverteilungsmessung**

Die Beurteilung der muskulären Leistungsfähigkeit bzw. Belastbarkeit, der Gelenkbeweglichkeit und der allgemeinen Koordination stellt die Grundlage für die anschließende Therapie bzw. das Training dar. Vor allem sollen Defizite und Schwachstellen aufgedeckt und möglichst exakt aufgezeichnet werden. Diese Art der Prüfung stützt sich vor allem auf subjektive Untersuchungsmethoden, wie z.B. Muskelfunktionstests.

Bei der Untersuchung der lokalen Leistungsfähigkeit bzw. Belastbarkeit, der Beweglichkeit oder der koordinativen Fähigkeiten eines Probanden stützt sich der Untersucher zuerst auf weiche Daten. Sie entstehen bei der Palpation und Inspektion eines Gelenks, bei Muskelfunktionstests, bei der Stabilisationsprüfung nach einer Verletzung oder Operation. Diese Art der Prüfung und die daraus resultierende Befunderhebung sind personenbehaftet und deshalb häufig subjektiv.

---

<sup>1</sup> Das Informationsblatt, die Einwilligungserklärung und der CRF zur Studie sind im Anhang beigelegt.

Zur Ergänzung der weichen Daten stehen verschiedene Messmethoden zur Verfügung, die sowohl eine objektivere Aussage hinsichtlich der lokalen Leistungsfähigkeit, Koordination, Ausdauer, Beweglichkeit ermöglichen, als auch das Verhalten des Fußes oder des gesamten Bewegungsmusters in dynamischen Situationen erfassen können. Die Anwendung der plantaren Druckverteilungsmessung brachte hier bedeutsame Fortschritte. Eine der am häufigsten angewandeten Messtechniken stellen die kapazitiven Messverfahren dar. In zeitlicher und bildlicher Auflösung sind solche Verfahren den optischen Methoden mit Grauwertumsetzern weit überlegen und ermöglichen die Beurteilung der Druckverteilung bei Abrollvorgängen im Gehen bei einer hohen messtechnischen Genauigkeit. Aufgrund der einfachen Anwendung ist das kapazitive Messsystem auch sehr gut für den klinischen Betrieb geeignet. Die Podobarographie hat im Laufe der letzten 15 Jahre in der klinischen und biomechanischen Forschung der unteren Extremität einen immer größeren Stellenwert eingenommen. Dabei wurde vor allem die Technik zur Messung der Druckverteilung im Schuh (Insole-System) weiterentwickelt. Gegenüber dem stationären kinetischen Messsystem ist es mit dieser Technik möglich, mehrere Schritte hintereinander zu erfassen und damit für den Gang- und Laufsystem validere Werte zu liefern.

Mittels der Podobarographie ist der Untersucher in der Lage, die auf den Fuß unmittelbar einwirkende vertikale Bodenreaktionskraft lokal aufzulösen und zeitlich und quantitativ einzelnen Fußregionen oder Skelettstrukturen wie Calcaneus, Metatarsale I-IV zuzuordnen.

Neben dem schon genannten Insole-System kann auch ein stationäres Messsystem zum Einsatz kommen. Grundsätzlich finden Untersuchungen mit stationären Messplatten im Barfußlaufen statt. Vielfach stehen Fragen bezüglich der Veränderung des Fußgewölbes, des Abrollverhaltens bei orthopädisch-chirurgischen Indikationen und den Auswirkungen von muskulären Schwächen im Blickpunkt des Interesses. Auch das klinische Bild des diabetischen Fußes ist Gegenstand der plantaren Druckverteilungsmessung. Erste umfangreiche klinische Untersuchungen an

Diabetikern zeigten deutliche Unterschiede in der Druckverteilung unter der Fußsohle zwischen Diabetikern mit Neuropathie und Ulcera an der Fußsohle sowie Normalpersonen (KIRSCH/FREY/SCHUH/HÄRING/BACHMANN/MEHNERT 1985).

Der Vorteil gegenüber dem Insole-System ist, dass die Krafrichtung bekannt ist und die Sensoren keinerlei extremen Verformungen ausgesetzt sind. Dagegen besitzt das System den Nachteil, dass der Proband mit seiner normalen Gehgeschwindigkeit die Messeinrichtung zu treffen hat, ohne dabei die Schrittfrequenz und –länge zu verändern.

Die Vorteile des Insole-Systems liegen in der Aufrechterhaltung des natürlichen Abrollverhaltens des Fußes. Allerdings kann schon das Schnüren oder das Durchbiegen der Sohle während des Abrollens Artefakte produzieren, die die gemessenen Daten in ihrer Aussagekraft beeinflussen. Typischer Anwendungsbereich für diese Messmethodik ist die Schuhorthopädie, um zum Beispiel die Funktion von Einlagen zu überprüfen und zur Optimierung bei der Fertigung vor Schuhzurichtungen beizutragen.

Die plantaren Druckverteilungsmessungen in dieser Studie wurden in zwei verschiedenen Bedingungen durchgeführt: im Gehen (barfuß) und im Laufen (im Schuh).

### a) Barfuß-Druckverteilungsmessung

Während der Gangsituation diente eine Druckverteilungsplattform *Emed-SF* der Firma *NOVEL* zur Datenerhebung, welche eine Samplingrate von 50 Hz bei zwei Sensoren pro  $\text{cm}^2$  erreichte (vgl. *Abb. 1*). Die Plattform war in einer ebenerdigen Tartanbahn eingebettet und so positioniert, dass der Proband sie erst nach drei Schritten Anlaufstrecke betrat. Zur Gewöhnung an diese Bedingungen erhielten die Teilnehmer eine Eingehphase. Anschließend musste jeder Proband barfuß jeweils zehn Versuche (links und rechts) bei einer standardisierten Geschwindigkeit von 5 km/h ( $\pm 5\%$ ) durchführen. Die festgeschriebene Ganggeschwindigkeit wurde durch zwei Lichtschranken, die im Abstand von einem Meter parallel zur Druckmessplatte aufgebaut waren, kontrolliert. Somit wurde die Erhebung der biomechanischen Messgrößen (vgl. Kap. 2.2.4) bei allen Probanden unter gleichen Bedingungen, die denjenigen im täglichen Gehen entsprachen, durchgeführt.



**Abb. 1:** Barfuß-Druckverteilungsmessung (*Emed-Plattform*)  
(Quelle: [www.novel.de](http://www.novel.de))

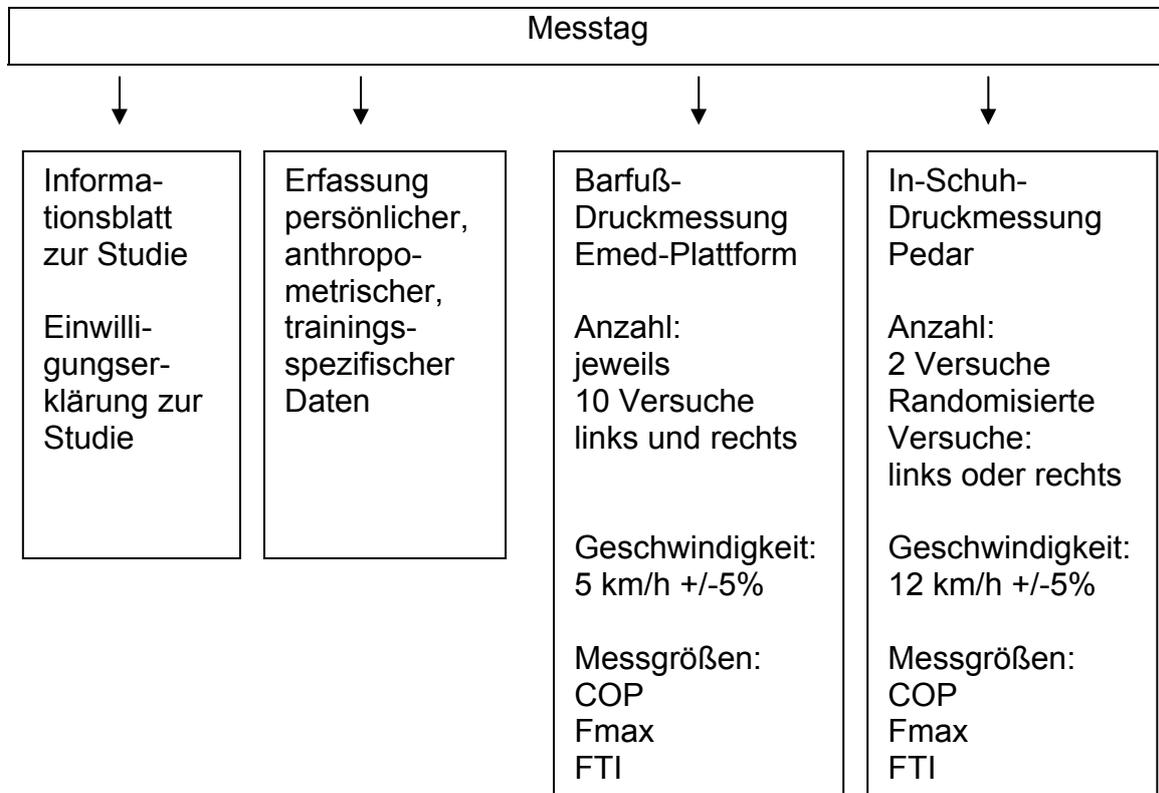
## b) In-Schuh-Druckverteilungsmessung

Die Erhebung der biomechanischen Messgrößen im Laufen erfolgte auf einer 40 Meter langen Laufstrecke. In der In-Schuh-Druckmessung (Neutralschuh „Skylon“ der Firma *Nike*) wurde einseitig randomisiert eine Pedar mobil Druckmesssohle der Firma *NOVEL* eingelegt, welche Samplingraten von 99 Hz bei einem Sensor pro 2cm<sup>2</sup> ermöglicht (vgl. *Abb. 2*). Nach Randomisierung und Anlegen der Messsohle fand die Kalibrierung der Einlegesohle bzw. Messsohle im entlasteten Zustand statt. Die ca. 2mm dicke Einlegesohle bzw. Messsohle wurde über Kabel mit dem Meßsystem zur Datenspeicherung verbunden. Während der Messung wurden mehrere Einzelschritte aufgezeichnet. Die Untersuchung wurde mit einer festgeschriebenen Laufgeschwindigkeit von 12 km/h (+/-5%) durchgeführt. Die Kontrolle der Geschwindigkeit fand über zwei Lichtschranken statt. Durch die Standardisierung der Geschwindigkeiten wurde wie auch in der Barfußgangbedingung versucht, eine typische normierte Laufsituation zu simulieren. Jeder Proband lieferte insgesamt zwei gültige Versuche (à 10 gemessene Schritte).



**Abb. 2:** In-Schuh-Druckverteilungsmessung (Pedar-Messsohle)

In Abbildung 3 sind Angaben zum Messtag aufgeführt und in Abbildung 4 wird die Organisationsform der biomechanischen Messung graphisch dargestellt.



**Abb. 3:** Schematische Darstellung des Verlaufs der Messungen

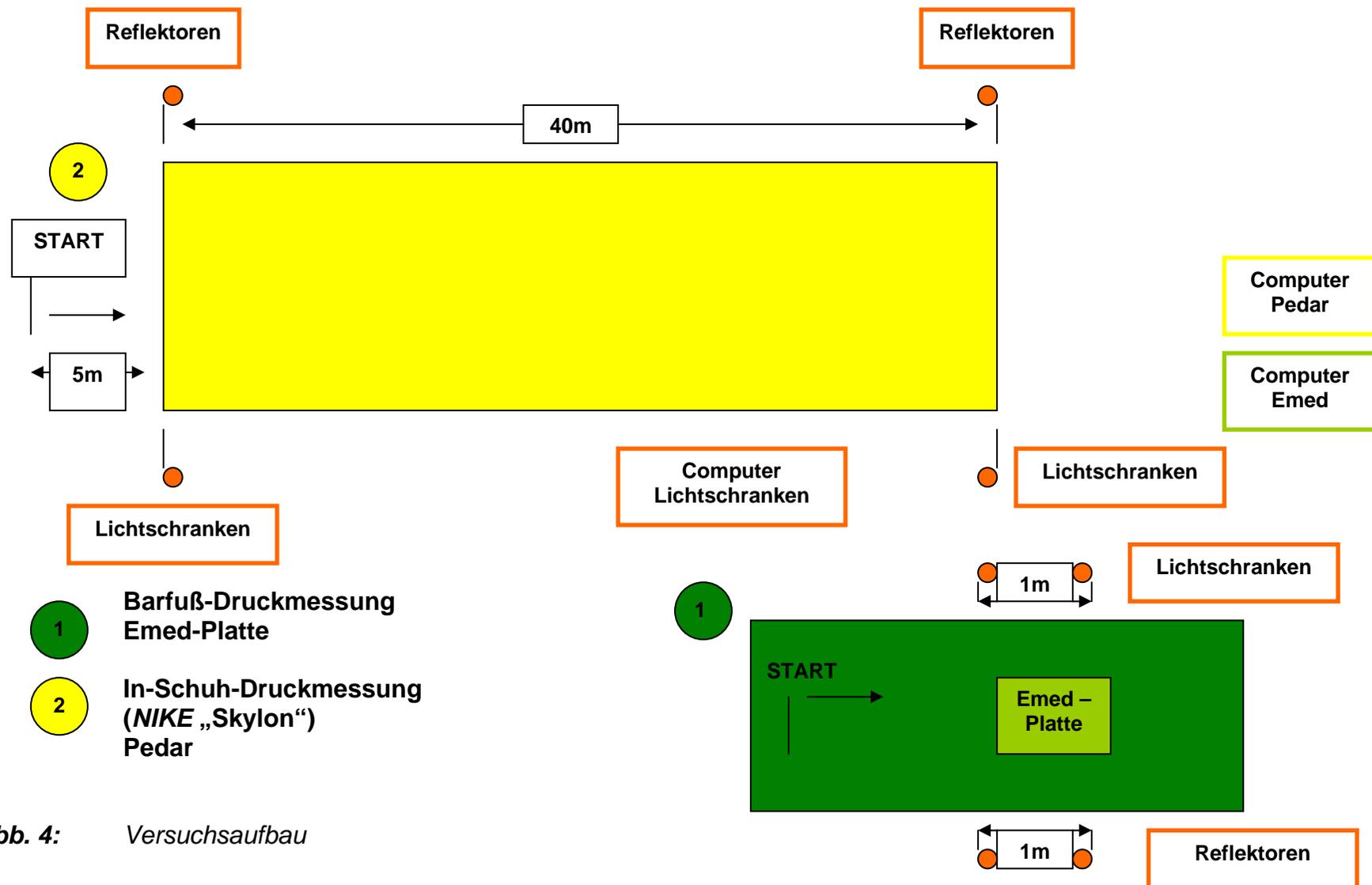
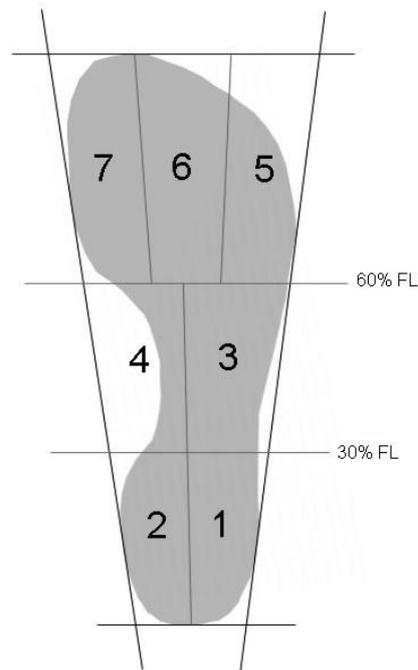


Abb. 4: Versuchsaufbau

### 2.2.3 Maskendefinition

Die in der Auswertung der Barfuß- und In-Schuh-Druckverteilungsmessung beschriebenen biomechanischen Messgrößen (COP, Fmax, FTI) wurden nicht nur für die Fußsohle insgesamt, sondern auch für verschiedene Bereiche der Fußsohle berechnet. In Anlehnung an die anatomischen Strukturen des Fußes erfolgte zunächst eine Gliederung der plantaren Fußfläche in sieben anatomisch gegliederte Fußzonen, wie in Abbildung 5 dargestellt: Die Gesamtmaske beinhaltet die Einzelmasken M1 bis M7. Die Nummerierung erfolgt vom lateralen Rückfuß zum medialen Vorfuß (Vorfuß (M5-M7), Mittelfuß (M3-M4) und Rückfuß (M1-M2)). Dabei entsprechen dem Vorfuß 40% der Fußlänge, dem Mittel- und Rückfuß jeweils 30% der Fußlänge (vgl. Abb. 5). Überdies sollten die Fußzonen nach Belastungsverlagerung medial (M2/M4/M7) und lateral (M1/M3/M5/M6) gesondert untersucht werden. Dazu werden zunächst an der medialen und lateralen Seite des Fußes Tangenten angelegt, deren Winkelhalbierende jeweils die Rückfuß und Mittelfußmasken voneinander trennt. Der Vorfußbereich wird in drei Einzelmasken aufgeteilt.



**Abb. 5:** Darstellung der Aufteilung des Fußes in sieben funktional-anatomische Regionen (Masken) (nach MAIWALD/GRAU/KRAUS/HORSTMANN)

## 2.2.4 Untersuchungsgrößen

Vor der biomechanischen Untersuchung wurden die anthropometrischen und trainingsspezifischen Größen bei der Einbestellung zur Untersuchung erfragt bzw. am Untersuchungstermin gemessen und auf einem CRF vermerkt.

### 2.2.4.1 Anthropometrische Größen

Um die Gesamtstichprobe zu charakterisieren, wurden die Variablen Alter, Größe, Gewicht und BMI ermittelt. Die Größe Gewicht diente u.a. zur Normierung der biomechanischen Messgröße  $F_{max}$  (vgl. Kap. 2.2.4.3) sowie zur Ermittlung des BMI.

#### **2.2.4.2 Trainingsspezifische Größen**

Um die Stichprobe hinsichtlich ihres Trainings zu charakterisieren bzw. um mögliche Unterschiede in der Trainingsgestaltung bzw. im Trainingsalter zwischen den Gruppen zu ermitteln, standen trainingsspezifische Variablen<sup>2</sup> wie Trainingseinheiten/Woche, Trainingsstunden/Woche, Trainingsumfänge/Woche, Laufgeschwindigkeiten, Trainingsalter, Trainingsuntergrund und Trainingsschuhe im Blickpunkt der Untersuchung. Anhand der Bilder von typischen Trainingsböden (Asphalt, Schotter, Kies, Erde/Humus, Tartan, Kunststoff) konnten die Probanden auswählen, welchen Trainingsuntergrund sie in ihrem Lauftraining bevorzugen. Hierbei waren auch Mehrfachnennungen möglich.

#### **2.2.4.3 Biomechanische Messgrößen**

Das Abrollverhalten des Fußes wird von vielen Faktoren wie der Anatomie des Fußes und dem Aufbau des oberen und unteren Sprunggelenks, der Beinstellung (X- oder O-Bein), dem Muskelfunktionszustand sowie äußeren Faktoren wie Laufgeschwindigkeit, Körpergewicht, Bodenprofil u.a. beeinflusst.

Das Ziel der Druckverteilungsmessung in der vorliegenden Studie war es, mit Hilfe valider und reliabler Druckmessgrößen den Abrollvorgang so zu beschreiben, dass der geschlechtsspezifische Einfluss auf die unterschiedlichen Phasen der Laufbewegung untersucht werden konnte. Im Einzelnen wurden folgende Messgrößen berechnet und für die weitere Auswertung verwendet:

a) Druckschwerpunkt (COP), b) Maximalkraft (Fmax), c) Kraft-Zeit Integral (FTI).

##### **a) Druckschwerpunkt (COP)**

Während des Gehens findet eine ständige Verlagerung des Körperschwerpunkts statt. Diese Verlagerung erfolgt sowohl horizontal als auch

---

<sup>2</sup> Die trainingsspezifischen Variablen werden im Anhang definiert.

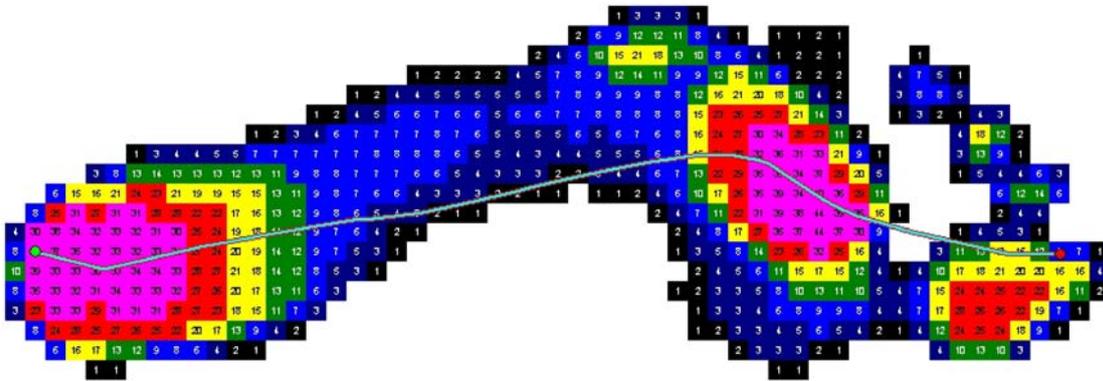
vertikal um einen bestimmten Mittelpunkt herum, in anterior-posteriorer Richtung und von links nach rechts (DEBRUNNER/JACOB 1998).

Entsprechend der Fußbewegung während der Standphase wird zuerst die Ferse belastet, dann senkt sich auch der Vorfuß auf den Boden. Die volle Plantarflexion im OSG ist nach ungefähr 60–140 ms erreicht. Beim Abheben der Ferse nach ca. 340 ms wird der Vorfuß, dann die Zehen stark belastet. Das Zentrum der Belastung (DEBRUNNER/Jacob 1998) wandert beim Abrollen des Fußes zunächst von der Fersenmitte nach vorne etwa gegen Metatarsale 3-4, biegt dann nach medial um und endet zwischen den ersten beiden Zehen. Durch Auswertung der Druckverteilungsmessung unter den Füßen erhält man ein anschauliches Abbild des Abrollverhaltens beim Gehen, die Ganglinie. Die Ganglinie ist die Spur der Druckschwerpunkte auf der Messfläche und spiegelt die Lastenversetzung im Fuß während der Gang- und Laufbewegung wider.

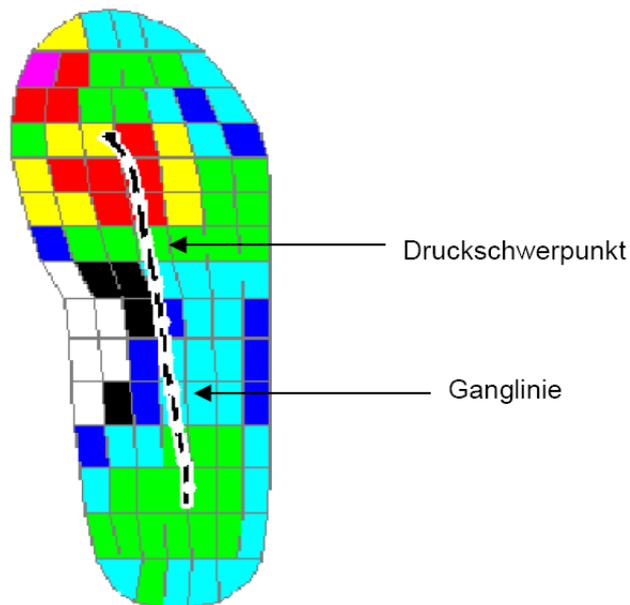
Der COP beinhaltet wertvolle Informationen über die anatomischen Strukturen, die notwendig sind, um die dynamischen Kräfte während des Abrollvorgangs aufzufangen, den Fuß dem Boden anzupassen und die Stabilität zu halten (HICKS 1957).

Der Verlauf des COP (vgl. *Abb. 6a/b*) charakterisiert die Abrollbewegung des Fußes in räumlicher Richtung (anterior-posterior, medio-lateral). Der räumliche Verlauf des COP entlang der longitudinalen Fußachse ist abhängig von der Beweglichkeit der tibio-talar (steuern die Landephase) und metatarso-phalangeal Gelenke in der Saggitalebe (steuern die Abstoßphase) (GIACOMOZZI/CASELLI/MACELLARI/GIURATO/LARDIERI/UCCIOLI 2002). Der COP Verlauf entlang der medio-lateralen Fußachse wird von den Inversions- und Eversionsbewegungen gesteuert.

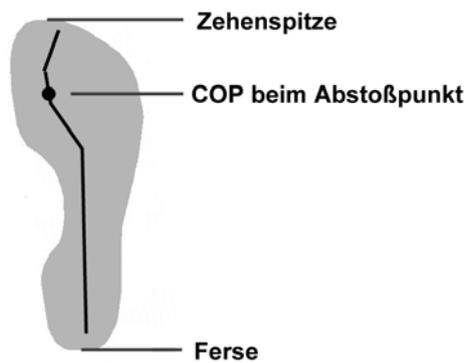
Die Kenntnis über den Verlauf des Druckschwerpunkts ist für klinische Fragestellungen nicht unerheblich. Weist dieser eine Medialisierung, Lateralisierung oder einen Bruch des charakteristischen Verlaufs auf, können Überlastungsbeschwerden/-schäden an Insertionsstellen von ligamentären Strukturen auftreten, Knorpelflächen einer frühzeitigen Alterung unterliegen und physiologische Muskelungleichgewichte entstehen.



**Abb. 6a:** Druckbild eines Abrollvorgangs des linken Fußes mit berechneter Ganglinie, gemessen mit der Emed-Platte



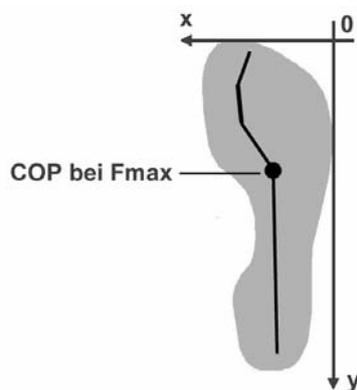
**Abb. 6b:** Druckbild eines Abrollvorgang des rechten Fußes mit berechneter Ganglinie, gemessen mit der Pedar Einlegesohle



**Abb. 7a:** Darstellung der Ganglinie und des COP beim Abstoßpunkt

Für die vorliegende Untersuchung ist die Lage des COP in der Abstoßphase von Bedeutung (vgl. *Abb. 7a*). Eine nähere Positionierung des COP beim Abstoßpunkt an die Zehenspitzen kann auf eine höhere Belastung in den Zehengrundgelenken hinweisen.

Um den Einfluss der Geschlechter auf die Lage des COP in der Abstoßsituation zu untersuchen, folgte nach der Erfassung der Fußlänge die Bestimmung der prozentualen Anteile Ferse-Abstoßpunkt, Abstoßpunkt Zehen.



**Abb. 7b:** Einbettung des COP bei  $F_{max}$  in ein Koordinatensystem: die x-Achse verläuft tangential zur Zehenspitze, die y-Achse tangential der lateralen Fußkante

Die *Abb. 7b* zeigt die Positionierung des COP in x-Richtung (medio-lateral) und y-Richtung (anterior-posterior) zum Zeitpunkt der maximalen Belastung. Die mögliche Medialisierung der COP-Lage im Koordinatensystem deutet auf eine verstärkte Pronation des Abrollvorgangs.

Um den geschlechtsspezifischen Einfluss auf das Bewegungsmuster anhand der Größe COP-Koordinaten bei  $F_{max}$  zu untersuchen, war es notwendig, ein Referenzkoordinatensystem, in dem der COP beschrieben werden kann, zu definieren. In der hier vorliegenden Untersuchung wird das Koordinatensystem von zwei orthogonalen Tangenten, parallel zur mediolateralen Fußachse (x-Achse) bzw. zur anterior-posterior Fußachse (y-Achse) aufgespannt (siehe *Abb. 7b*).

#### **b) Maximalkraft ( $F_{max}$ )**

Während des Aufsetzens des Fußes auf den Boden treten Kräfte auf, die vom Boden auf den Fuß einwirken. Sie werden als Bodenreaktionskräfte bezeichnet (CHAN/RUDINS 1994; HINTERMANN/NIGG 1998).

Die Bedeutung der Messgröße der Bodenreaktionskraft ( $F_{max}$ ) für Laufschuhuntersuchungen liegt in der bionegativen Auswirkung hoher repetitiver Stoßbelastungen auf Knorpel- und Knochengewebe (RADIN/YANG/RIEGGER/KISH/O'CONNOR 1991; VOLOSHIN/WOSK 1982).

Die maximale vertikale Bodenreaktionskraft hat bei Ferseläufnern einen typischen zweigipfeligen Verlauf (HINTERMANN/NIGG 1998). Der erste Gipfel entsteht durch das Aufsetzen der Ferse innerhalb der ersten 20 bis 30ms nach Bodenkontakt und wird passive Kraftspitze bzw. Initialzacke (impact peak) genannt (Rückfußmasken M1 und M2). Der zweite Gipfel entsteht durch das Abdrücken des Fußes vom Boden und wird aktive Kraftspitze (active peak) genannt (Vorfußmasken M5 bis M7).

Mit dem Variieren der Gehgeschwindigkeit verändert sich die Belastung des Fußes ganz erheblich. Je höher die Geschwindigkeit, desto höher sind die auftretende Bodenreaktionskräfte beim Bodenkontakt. Das gilt im Besonderen

für die Größe der vertikalen Bodenreaktionskraft. Aufgrund dieser Tatsache wurden in der vorliegenden Untersuchung die Gehgeschwindigkeit auf 5 km/h (+/-5%) und die Laufgeschwindigkeit auf 12 km/h (+/- 5%) standardisiert.

Ebenso ist die  $F_{max}$  abhängig von der Gewichtskraft des Probanden. Um den individuellen Einfluss des Körpergewichts auf die Sohlenparameter auszuschließen, wurden die Druckverläufe unter dem Fuß auf Körpergewicht normiert (bw).

Jahrelang ging man in der Laufschuhforschung davon aus, dass hohe vertikale Bodenreaktionskräfte beim Fersenkontakt die Entstehung von Überlastungsbeschwerden begünstigen. In zahlreichen Untersuchungen aus den 80er und 90er Jahren wurde versucht, diesen Impact-Stoß durch die Verwendung unterschiedlicher Schuhmaterialien zu beeinflussen. Wie im Kapitel 1 der Studie einleitend geschrieben, soll die neue frauenspezifische Laufschuhkonzeption vor dem Hintergrund der Verletzungsprophylaxe erfolgen. Es wird erwartet, dass die maximalen Bodenreaktionskräfte der Rückfußmasken M1 und M2 Aufschluss über die beim Bodenkontakt wirkenden maximalen Aufprallkräfte und Hinweise auf die Reduzierung der Belastung mittels verschiedener Krafterdämpfungseigenschaften geben.

In diesem Zusammenhang soll allerdings nicht außer Acht gelassen werden, dass weder theoretisch noch experimentell nachgewiesen werden konnte, dass hohe vertikale Bodenreaktionskräfte bei der Entstehung von Überlastungsschäden eine Rolle spielen (NIGG 2001). Eher das Gegenteil ist der Fall. Neuere Untersuchungen deuten sogar darauf hin, dass die Stoßbelastungen in einem physiologischen Bereich biopositive Auswirkungen im Sinne von Knochenmaterialanreicherungen bewirken (KERSTING/KRIWET 1997).

Ebenfalls stellt NIGG (2001) fest, dass die Stoßbelastung in Form von vertikalen Kräften nicht im Zusammenhang mit Laufverletzungen zu bringen ist, sondern eher als Feedback-Mechanismus dem Körper die Möglichkeit gibt, die Muskulatur derart einzustellen („tunen“), dass beim Bodenkontakt Gelenks- und

Sehnenbelastung minimiert werden. Allerdings weisen Frauen prozentual weniger Muskelmasse und mehr Körperfett als Männer vor und besitzen damit trotz geringerem Absolutgewicht mehr energetisch anfallenden Ballast (FIESELER 2001). Dieses kann zu einer Verminderung aktiver Mechanismen zur Stabilisierung der Gelenke führen.

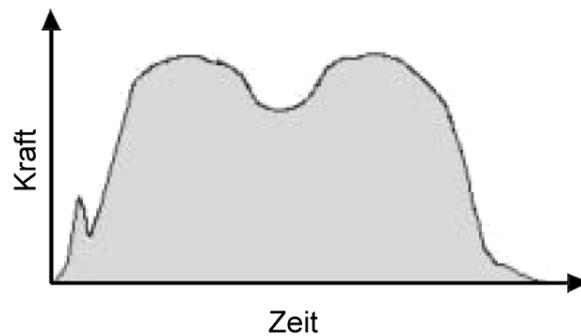
Neben der Messung der plantaren Druckverteilung scheint zudem die Analyse der Gelenkbewegungen mehr Aufschluss über physiologische Adaptationsmechanismen auf unterschiedliche Impactkräfte zu geben. So beschreibt CAVANAGH (1987) die etwa 30° umfassende Flexionsbewegung des Kniegelenks während der ersten 100 ms der Standphase als Maßnahme der Stoßdämpfung.

Die bisherigen Forschungsarbeiten zeigen deutlich, dass die Betrachtung der vertikalen Bodenreaktionskräfte durch die Verwendung weiterer Methoden sinnvoll ergänzt werden kann. Die dadurch zusätzlich gewonnenen Kenntnisse, auch im Hinblick auf geschlechtsspezifische Unterschiede, werden die Laufschuhentwicklung maßgeblich mit beeinflussen.

### **c) Kraft-Zeit Integral (FTI)**

Druckverteilungsmessungen eignen sich nicht nur zur Erfassung von Kraftspitzen unter dem Fuß. Durch eine relative Lastenverteilung kann zusätzlich der wichtige Einfluss des Zeitfaktors festgestellt werden (CLARKE 1980).

Nach DRERUP/WETZ (2000) geht es nicht nur um die Frage inwieweit sich eine einwirkende Kraft räumlich verteilt, sondern auch wie lange sie an einer bestimmten Stelle der Fußsohle wirkt. Physikalisch lässt sich der zeitliche Verlauf durch das Kraft-Zeit Integral (FTI) beschreiben. Abbildung 8 stellt eine Bodenreaktionskraftkurve während eines Abrollvorgangs im Gehen dar. Die graue Fläche unter der Kurve entspricht hierbei der über die Zeit integrierten Kraft.



**Abb. 8:** Darstellung des FTI während eines Abrollvorgangs im Gehen (barfuß)

Eine vermehrte Belastung im Mittelfußbereich und im medialen Vorfußbereich (M7) kann eine prolongierte Pronationsbewegung mit einer eingeschränkten Resupinationsphase zur Folge haben. Anhand des medialen und lateralen FTI kann analysiert werden, ob eine Medialisierung des Abrollvorgangs bei Frauen vorliegt. Vor dem Hintergrund der in der Literatur (HENNIG 2001; FREY 2000) geäußerten Meinungen, dass im unteren Sprunggelenk Läuferinnen stärker pronieren als Läufer, sind ein höherer Anteil des medialen FTI und eine verstärkte Belastung des medialen Vorfußbereichs (M7) bei den Frauen zu erwarten. Die Medialisierung des Vorfuß- und des Gesamt-Kraft-Zeit Integrals, insbesondere in der Standphase des Abrollvorgangs, kann auf einem Risikofaktor für die Entstehung von Überlastungsschäden der unteren Extremität hinweisen (WILLEMS/DECLERCQ/DELBAERE/VANDERSTRAETEN/DECOCK/WITVROUW 2006).

Zudem kann das Verhältnis von Rückfuß- und Mittelfußmasken Aufschluss über eine mögliche Abflachung des Längsgewölbes als Ursache der vermehrten Mittelfußbelastung geben.

### 2.2.5 Datenverarbeitung

Im Hinblick auf eine spätere Datenanalyse mussten die Rohdaten zuerst in einem Auswerteschritt vorverarbeitet werden. Während die Barfuß-Messungen bereits einzelne Schritte repräsentieren, mussten die aus den In-Schuh-Messreihen erhaltenen Schrittfolgen zuvor in Einzelschritte unterteilt werden. Die Schritte wurden im Anschluss mit den beiden Programmen Novel Basic 9.39 und Novel multimask 9.395 einzeln auf ihre Gültigkeit hin verifiziert und ungültige Schritte ausgeschlossen. Durch manuelle Auswertung des Druckbildes und der jeweiligen Kraft-, Druck- und Flächenkurven wurden Messungen, welche unvollständige Druckmatrizen - basierend auf einen Vor- bzw. Mittelfußlaufstil - oder signifikante Messartefakte beinhalteten, aus dem Datensatz entfernt. Überdies wurde die Abweichung der Fußlängsachse gegenüber der Laufrichtung (und damit der Matrixausrichtung) korrigiert. Um den Einfluss von Messrauschen und -ungenauigkeiten gering zu halten, wurde auf die Daten ein Tiefpassfilter angewendet. Dies erfolgte durch Mittelwertbildung der Druckergebnisse von mindestens fünf (Emed) bzw. zehn (Pedar) gültigen Schritten im Anschluss an die oben genannte Schrittverifikation. Der gemittelte Schritt wurde an eine Auswerteroutine in Matlab übergeben und bezüglich der globalen (Gesamtmaske) und lokalen (Einzelmasken) biomechanischen Messgrößen COP, Fmax und FTI analysiert. Zur statistischen Auswertung wurden die somit gewonnenen Daten in eine JMP-Datenbank (Version 4.0, SAS Institute Inc. 2000) überführt.

## 2.3 Statistische Verfahren

Die erfassten Messdaten wurden zunächst für jeden Probanden manuell kontrolliert, um mögliche Artefakte zu erfassen und auszuschließen. Im Anschluss daran erfolgte zur Plausibilitätskontrolle eine doppelte Dateneingabe in eine Datenbank (JMP) mit anschließendem Abgleich.

Das Ziel der vorliegenden Studie bestand darin zu überprüfen, ob die erfassten Messdaten des Abrollvorgangs durch die Geschlechter beeinflusst wurden. Daraus ergab sich folgende Hauptfragestellung:

***Sind bei gesunden Läufern im Vergleich zu gesunden Läuferinnen messbare und statistisch signifikante Unterschiede im Abrollvorgang im Gehen (barfuß) und/oder im Laufen (im Schuh) nachzuweisen?***

Zur Beantwortung der Hauptfragestellung waren die geschlechtsspezifischen Unterschiede in den biomechanischen Messgrößen zwischen beiden Gruppen statistisch zu prüfen. Die Bearbeitung der anthropometrischen und trainingsspezifischen Daten erfolgte ausschließlich deskriptiv.

Als Hauptzielkriterium für die Überprüfung der Hauptfragestellung sollte in der hypothesenprüfenden Statistik untersucht werden, ob Unterschiede zwischen den Gruppen bezüglich der in dem Methodikteil vorgestellten biomechanischen Größen nachzuweisen sind. Hierfür wurde eine univariate (biomechanische Messgröße), einfaktorielle (bzgl. der Gruppe) Varianzanalyse (ANOVA) benutzt. Das Testniveau wurde zweiseitig auf 5% ( $\alpha = 0.05$ ) festgelegt. Zuvor erfolgte eine Überprüfung der Daten auf Normalverteilung mit dem Test nach SHAPIRO-WILK ( $\alpha = 0.05$ ) und auf Gleichheit der Varianzen in den einzelnen Gruppen mit dem Test nach BROWN-FORSYTHE ( $\alpha = 0.05$ ).

### 2.3.1 Fragestellungen und Hypothesen

#### a) Fragestellung 1 und Hypothesen

Ein Ziel der vorliegenden Untersuchung war es zu überprüfen, ob es statistisch signifikante Unterschiede im Abrollvorgang im Gehen zwischen gesunden Läufern und Läuferinnen gibt.

Als **Fragestellung 1** wurde deshalb formuliert:

***Gibt es statistisch signifikante Unterschiede im Abrollvorgang im Gehen zwischen gesunden Läufern und Läuferinnen?***

Unter den präzisierten Modellbedingungen muss bezüglich der **Fragestellung 1** folgende **Nullhypothese  $H_10$**

***Der Abrollvorgang im Gehen zeigt zwischen gesunden Läufern und Läuferinnen keine statistisch signifikanten Unterschiede***

zugunsten der **Alternativhypothese  $H_11$**

***Der Abrollvorgang im Gehen zeigt zwischen gesunden Läufern und Läuferinnen statistisch signifikante Unterschiede***

auf einem Testniveau von  $\alpha = 0.05$  verworfen werde

## b) Fragestellung 2 und Hypothesen

Ein weiteres Ziel der vorliegenden Untersuchung war es zu überprüfen, ob es statistisch signifikante Unterschiede im Abrollvorgang im Laufen zwischen gesunden Läufern und Läuferinnen gibt.

Als **Fragestellung 2** wurde deshalb formuliert:

***Gibt es statistisch signifikante Unterschiede im Abrollvorgang im Laufen zwischen gesunden Läufern und Läuferinnen?***

Unter den präzisierten Modellbedingungen muss bezüglich der **Fragestellung 2** folgende **Nullhypothese  $H_20$**

***Der Abrollvorgang im Laufen zeigt zwischen gesunden Läufern und Läuferinnen keine statistisch signifikanten Unterschiede***

zugunsten der **Alternativhypothese  $H_21$**

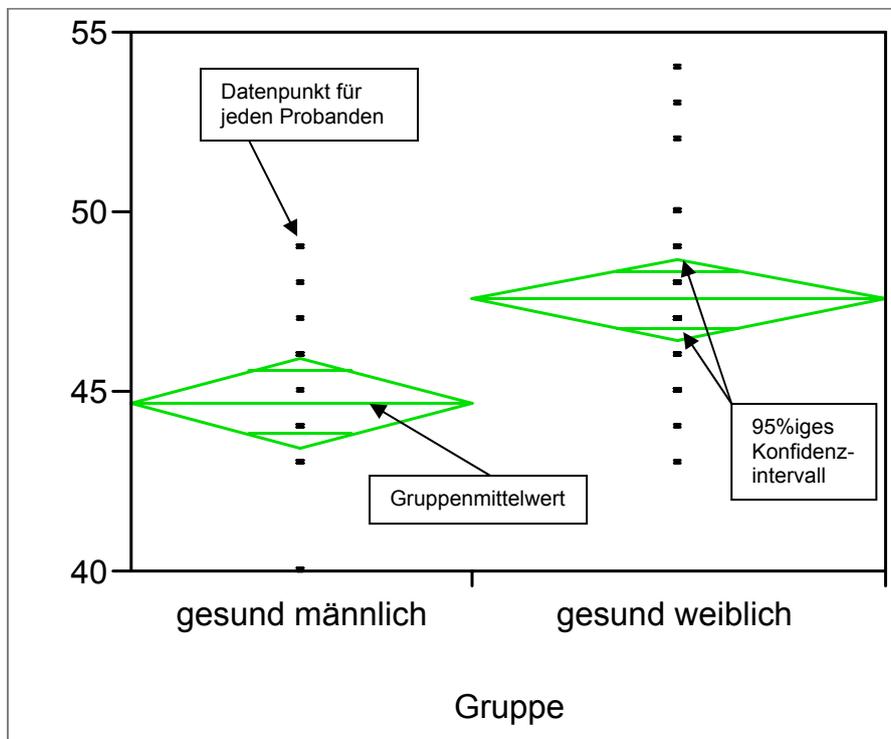
***Der Abrollvorgang im Laufen zeigt zwischen gesunden Läufern und Läuferinnen statistisch signifikante Unterschiede***

auf einem Testniveau von  $\alpha = 0.05$  verworfen werden.

Bei Ablehnung der **Nullhypothese  $H_10$**  bzw.  **$H_20$**  zugunsten der **Alternativhypothese  $H_11$**  bzw.  **$H_21$**  wurden die Mittelwertdifferenzen zwischen den beiden Gruppen anschließend auf einem Testniveau von 5% überprüft.

### 2.3.2 Visualisierung der Messergebnisse

Im Rahmen einer hypothesenprüfenden Statistik wurden im Einzelnen verschiedene diskrete Werte betrachtet und mittels einer univariaten, einfaktoriellen Varianzanalyse (ANOVA) analysiert. In einem „Mean Diamonds“ Diagramm wurden die Ergebnisse dargestellt und verglichen. Diese Abbildung ermöglichte einen direkten optischen Vergleich der Mittelwerte, der 95%igen Konfidenzintervalle und der resultierenden Signifikanz der Differenzen. Die Breite der Mittelwertrauten gab die Gruppengröße an (vgl. Abb. 9).



**Abb. 9:** Exemplarische Darstellung und Erläuterung des Diagramms

Eine Aussage darüber, mit welcher Wahrscheinlichkeit die zu betrachtenden Hypothesen ( $H_10 - H_20$ ) zu bestätigen oder abzulehnen waren, ergab sich aus dem jeweils berechneten p-Wert. Im Vergleich auf dem Testniveau  $\alpha = 0.05$  galt das Ergebnis bei einem p-Wert  $\leq 0.05$  als statistisch signifikant.

### 3 Ergebnisse

#### 3.1 Anthropometrische Daten

Die Tabelle 3 gibt Aufschluss über die Zusammensetzung der Gesamtstichprobe (n = 50).

Gesamtstichprobe	n	Alter (J)	Größe (cm)	Gewicht (kg)	BMI (kg/m <sup>2</sup> )
UG <sub>M</sub>	23	39.7±6.9	176.9±7.5	73.4±7.9	23.4±1.6
UG <sub>W</sub>	27	39.4±6.2	165.6±4.7	57.3±5.2	20.9±1.5

**Tab. 3:** Gruppengröße und Charakteristik der Gesamtstichprobe

Durchschnittlich weisen alle männlichen und weiblichen Probanden das gleiche Lebensalter auf, wobei die Läufer 39.7 ± 6.9 Jahre und die Läuferinnen 39.4 ± 6.2 Jahre alt sind. Die Läufer haben eine durchschnittliche Größe von 176.9 ± 7.5 cm und sind im Mittel 73.4 ± 7.9 kg schwer. Läuferinnen hingegen besitzen eine durchschnittliche Körpergröße von 165.6 ± 4.7 cm und weisen ein Gewicht von 57.3 ± 5.2 kg auf. Damit sind Läufer im Durchschnitt 11.3 cm größer und 16.1 kg schwerer als Läuferinnen. Dieser Unterschied spiegelt sich ebenso im BMI wider. Hier besitzen Läuferinnen einen um 10.7% niedrigeren BMI im Vergleich zu den Läufern.

### 3.2 Trainingsspezifische Daten

#### a) Trainingsgestaltung und Trainingsalter

Gesamtstichprobe	n	Trainings- einheiten/ Woche	Trainings- stunden/ Woche	Trainings- umfänge (km/Woche)
UG <sub>M</sub>	23	3.2±1.1	3.5±1.3	36.7±16.5
UG <sub>W</sub>	27	3.7±1.3	4.1±2.1	35.1±17.6

Gesamtstichprobe	n	Lauf- geschwindigkeit (km/h)	Trainingsalter (Jahre)
UG <sub>M</sub>	23	10.9±1.5	9.9±8.6
UG <sub>W</sub>	27	9.8±1.1	6.8±6.9

**Tab. 4:** *Charakterisierung der Gesamtstichprobe bezüglich der Trainingsgestaltung bzw. des Trainingsalters*

Wesentliche Unterschiede sind in Tabelle 4 bei der Trainingsgestaltung von Läufern und Läuferinnen nicht erkennbar. Männer trainieren wöchentlich im Durchschnitt 0.5 Mal und 0.6 Stunden weniger als Frauen. Dabei legen sie 1.6 km mehr zurück bei einer geringfügig höheren Geschwindigkeit (1.1 km/h). Jedoch ist festzuhalten, dass Männer im Vergleich zu Frauen dem Laufsport bereits länger nachgehen.

**b) Trainingsuntergrund**

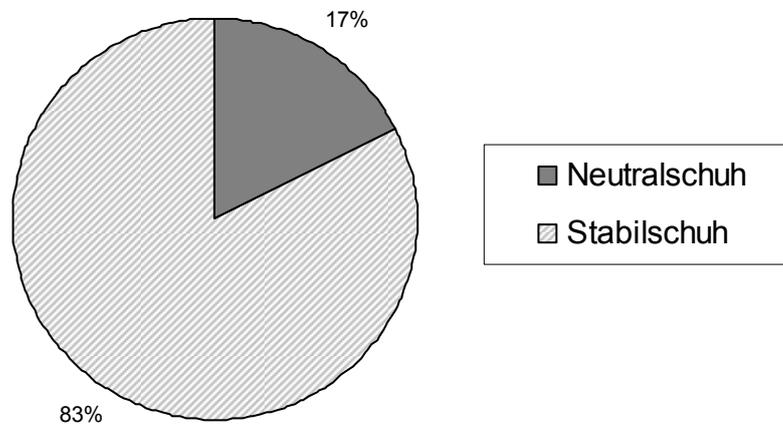
Gesamt-Stichprobe	n	Asphalt (%)	Schotter (%)	Kies (%)	Erde/Humus (%)
UG <sub>M</sub>	23	34.7±27.9	31.0±33.1	28.0±37.3	3.8±11.1
UG <sub>W</sub>	27	32.9±30.0	31.1±39.9	25.1±33.7	6.9±10.7

Gesamt-Stichprobe	n	Tartan (%)	Kunststoff (%)	Sonstiger Untergrund (%)
UG <sub>M</sub>	23	0.9±2.5	0±0	1.5±6.3
UG <sub>W</sub>	27	1.3±3.3	0±0	2.8±14.4

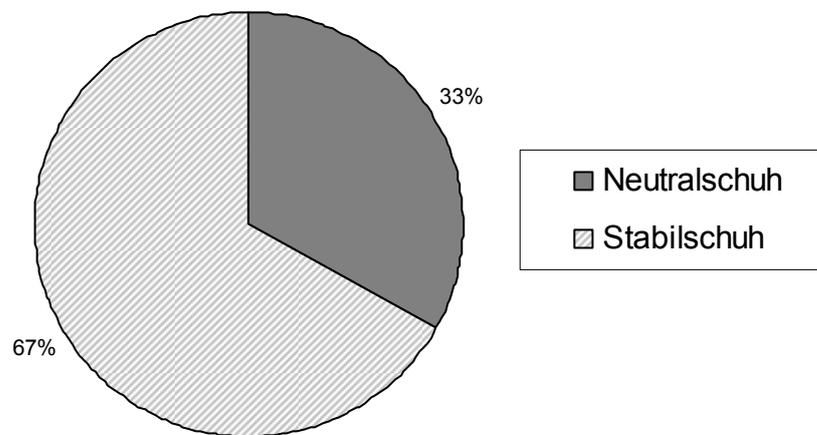
**Tab. 5:** *Trainingsuntergrund der Gesamtstichprobe*

Wie aus der Tabelle 5 ersichtlich, zeigen sich in Bezug auf den Laufuntergrund keine geschlechtsspezifischen Unterschiede.

c) Trainingsschuhe



**Abb. 10:** Trainingsschuhe der Läufer (UG<sub>M</sub>)



**Abb. 11:** Trainingsschuhe der Läuferinnen (UG<sub>W</sub>)

Nach Abbildungen 10 und 11 bevorzugen beide Geschlechter den Stabilschuh, wobei diese Neigung bei den Läufern stärker ausgeprägt ist als bei den Läuferinnen.

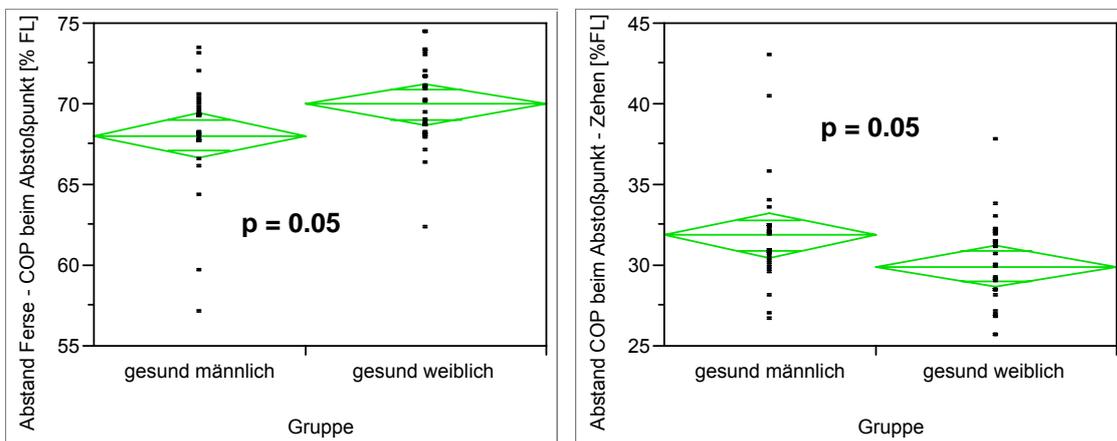
### 3.3 Biomechanische Messgrößen

Im Folgenden werden die Ergebnisse der Barfuß- und In-Schuh-Druckverteilungsmessung betrachtet. Wie im methodischen Teil beschrieben, werden zur Bewertung des Abrollvorgangs im Gehen (barfuß) und im Laufen (im Schuh) die biomechanischen Messgrößen COP, Fmax, die die Summe aller einwirkenden Kräfte in der Gesamtmaske und in den einzelnen Maskenregionen wiedergibt und FTI, das den zeitlichen und räumlichen Verlauf der Druckverteilungsmuster charakterisiert, herangezogen. Darüber hinaus sind die beobachteten Tendenzen aus dem Vergleich der Gruppenmittelwerte, der 95%igen Konfidenzintervalle und der Signifikanz der Ergebnisse zu untersuchen. Zudem sollen die Hypothesen  $H_1$  und  $H_2$  geprüft werden.

#### 3.3.1 Darstellung der Ergebnisse-

##### Barfuß-Druckverteilungsmessung (Emed-Plattform)

- a) **Abstand Ferse – COP beim Abstoßpunkt (% Fußlänge (FL))**  
**Abstand COP beim Abstoßpunkt – Zehen (% Fußlänge (FL))**



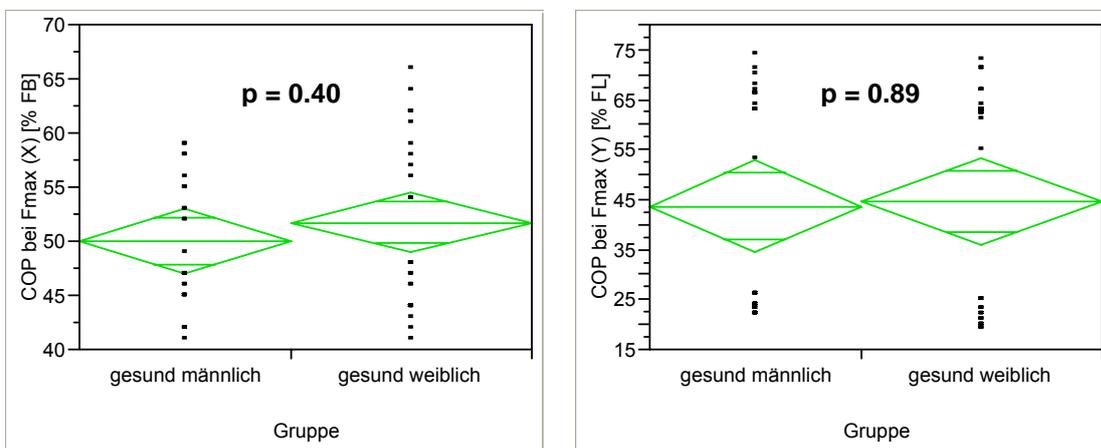
**Abb. 12:** *Vergleich des prozentualen Abstands zwischen Ferse und COP beim Abstoßpunkt im Verhältnis zur gesamten Fußlänge (FL) (links), Vergleich des prozentualen Abstands zwischen COP beim Abstoßpunkt und den Zehen im Verhältnis zur gesamten Fußlänge (FL) (rechts)*

Der längere *Abstand Ferse - COP beim Abstoßpunkt* und kürzere *Abstand COP beim Abstoßpunkt - Zehen* der Läuferinnen kann in Abbildung 12 gezeigt werden. Sowohl in den Ergebnissen für *Abstand Ferse - COP beim Abstoßpunkt* ( $p=0.05$ ), als auch für *Abstand COP beim Abstoßpunkt - Zehen* ( $p=0.05$ ) ist ein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen festzustellen.

Diese Ergebnisse charakterisieren das unterschiedliche Abrollverhalten der männlichen und weiblichen Probanden in der Abstoßsituation und deuten auf eine längere Standphase bei Frauen hin, bedingt durch das spätere Abheben der Ferse.

Die Position, auf der sich die Ferse vom Boden löst, ist bei Frauen signifikant näher an der Fußspitze als bei den Männern. Dies kann auf eine Mehrbelastung im Vorfußbereich, vor allem in der medialen Vorfußregion der Zehen, der Frauen hinweisen und wird durch die Ergebnisse der Messgrößen  $F_{max}$  und FTI in der Vorfußmaske  $M7$  bestätigt. Männer weisen höhere Streuwerte auf.

**b) COP bei  $F_{max}$  (x) (% Fußbreite (FB)), COP bei  $F_{max}$  (y) (% FL)**



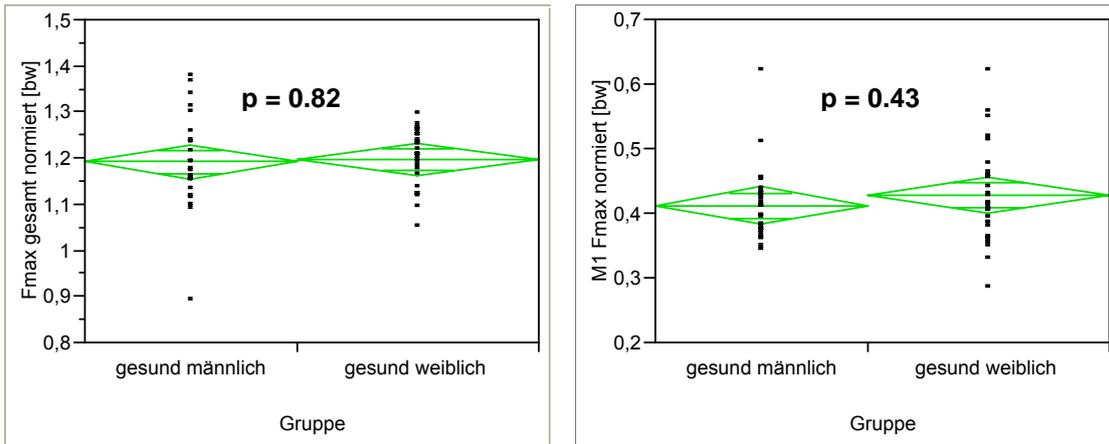
**Abb. 13:** Vergleich des prozentualen Abstands des COP bei  $F_{max}$  (x) vom lateralen Fußrand im Verhältnis zur gesamten Fußbreite (FB) (links), Vergleich des prozentualen Abstands des COP bei  $F_{max}$  (y) von der Zehenspitze im Verhältnis zur gesamten Fußlänge (FL) (rechts)

Die in Abbildung 13 dargestellten Ergebnisse der Messgrößen *COP - Koordinaten (x,y) bei Fmax* zeigen keinen relevanten Unterschied zwischen der männlichen und weiblichen Probandengruppe. Die Streuung der weiblichen Gruppe von 41% bis 66% für *COP bei Fmax (x)* bzw. von 18% bis 74% für *COP bei Fmax (y)* ist deutlich größer als die der männlichen Gruppe und weist auf die individuellen Unterschiede der Kompensationsmechanismen der weiblichen Gruppe in der Abstoß- und Landesituation hin.

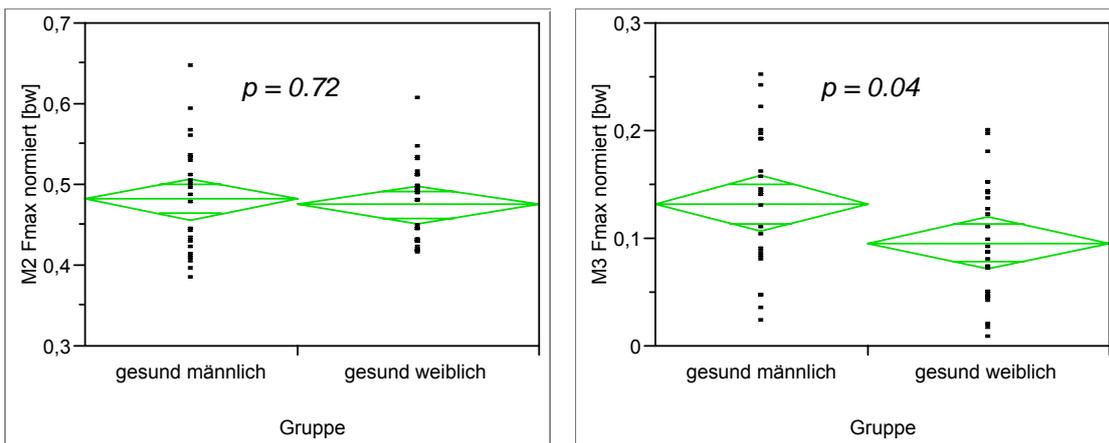
Der Vergleich der Mittelwerte der medio-lateralen Achse (x) kann möglicherweise auf eine Medialisierung des Abrollvorgangs der Frauen hindeuten. Diese Darstellung lässt sich aufgrund der großen Streuung nicht statistisch absichern.

### **c) Normierte Fmax gesamt, normierte Fmax der Masken M1 – M7**

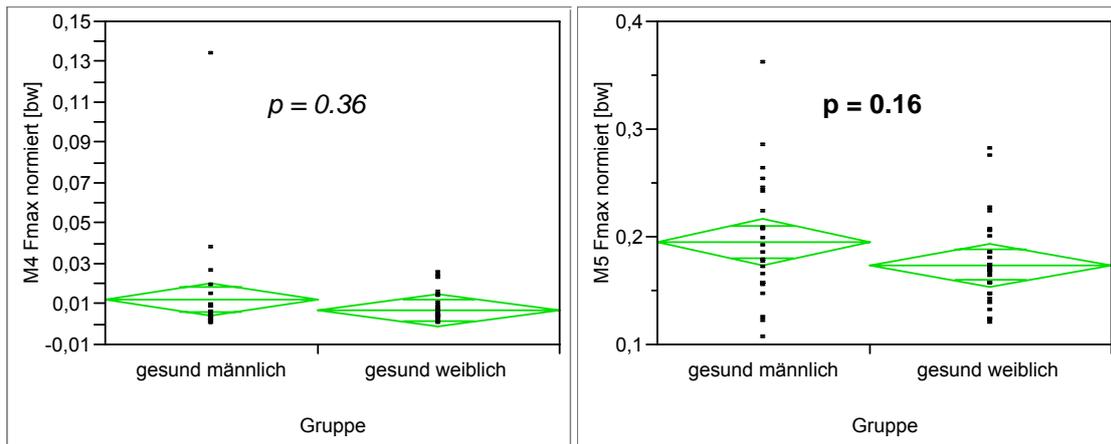
Zur Prüfung der Hypothese  $H_1$  wurde die *Fmax* im Abrollvorgang im Gehen (barfuß) zum einen in der Gesamtmaske betrachtet, zum anderen in den Einzelmasken der Fußregionen. Dabei zeigen *M3 Fmax* ( $p=0.04$ ) und *M7 Fmax* ( $p=0.02$ ) einen signifikanten Unterschied, der auf eine größere Vorfußbelastung bei den Frauen (*M7*) und eine verstärkte Lastkonzentration im lateralen Mittelfuß (*M3*) bei den Männern hinweist. Die Differenzen der Gruppen fallen in den Ergebnissen für *Fmax gesamt* und *M4-M6 Fmax* deutlich geringer aus und weisen keine Signifikanz aus, d.h., es besteht kein signifikanter Zusammenhang zwischen den verschiedenen Geschlechtern und den Spitzendrücken in diesen Fußregionen.



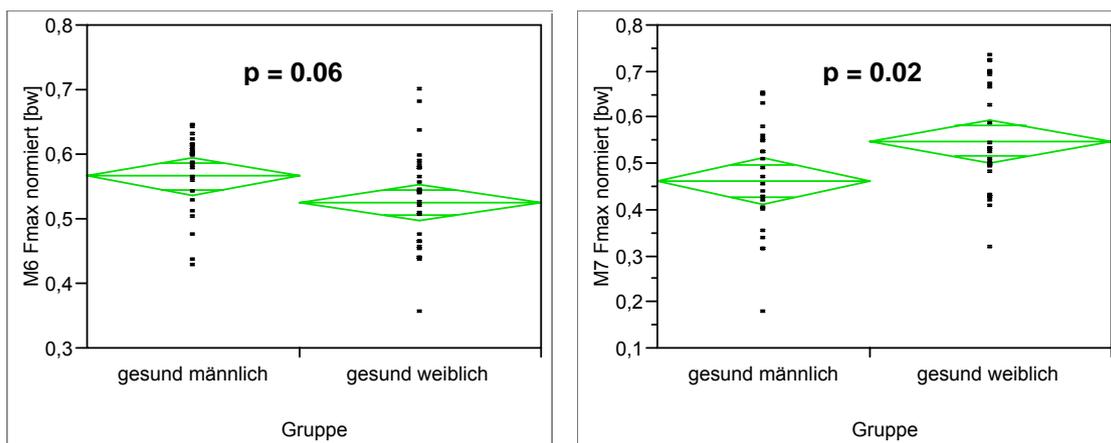
**Abb. 14:** Vergleich der normierten Maximalkraft ( $F_{max}$ ) des gesamten Fußes (links), Vergleich der auf die Maske M1 wirkenden normierten Maximalkraft ( $F_{max}$ ) (rechts)



**Abb. 15:** Vergleich der auf die Maske M2 wirkenden normierten Maximalkraft ( $F_{max}$ ) (links), Vergleich der auf die Maske M3 wirkenden normierten Maximalkraft ( $F_{max}$ ) (rechts)



**Abb. 16:** Vergleich der auf die Maske M4 wirkenden normierten Maximalkraft ( $F_{max}$ ) (links), Vergleich der auf die Maske M5 wirkenden normierten Maximalkraft ( $F_{max}$ ) (rechts)



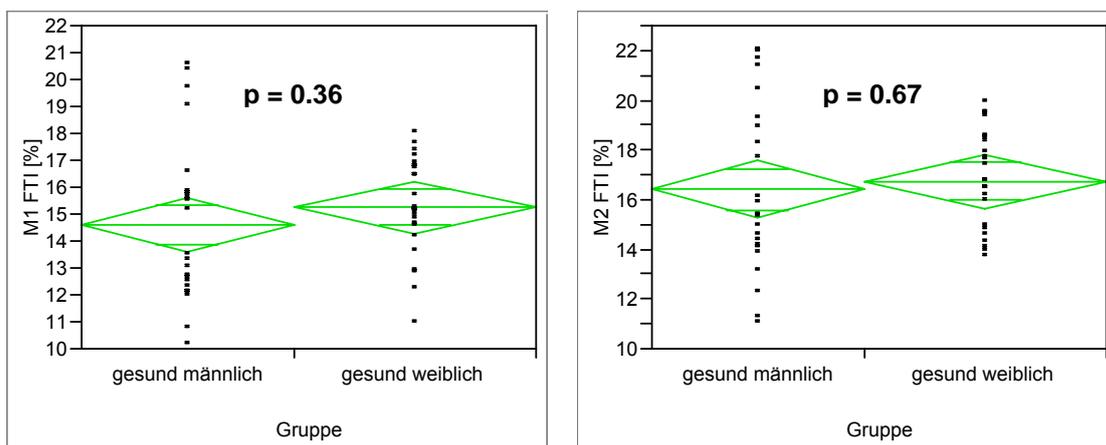
**Abb. 17:** Vergleich der auf die Maske M6 wirkenden normierten Maximalkraft ( $F_{max}$ ) (links), Vergleich der auf die Maske M7 wirkenden normierten Maximalkraft ( $F_{max}$ ) (rechts)

Im Gegensatz zu HENNIG 2001, der von geringeren Druckanstiegsraten, Lasten und passiven Druckspitzen bei den Läuferinnen berichtet, finden sich in den Rückfußmasken M1 und M2 der vorliegenden Untersuchung keine signifikanten geschlechtspezifischen Unterschiede. Sucht man in der Literatur nach möglichen Erklärungen des vorliegenden Ergebnisses, so stößt man auf Hinweise, dass viele Läufer ihren ursprünglichen Laufstil während der Untersuchung nicht beibehalten. So wurden während einer Studie, die

NIGG/COLE/BRÜGGEMANN 1995 durchgeführt hat, 8 von 22 Läufern von Rückfuß zu Mittelfußläufern (NIGG et al. 1995). Diese Änderung des Laufstils auf eine für Probanden nicht gewohnte Art, kann zu einem veränderten Abrollmuster führen. Ein ungewohnter Laufuntergrund kann Unsicherheiten beim Auftreten zur Folge haben, die möglicherweise zu nicht aussagekräftigen Messwerten führen können. Durch die Minderbelastung des Rückfußes sind die gemessene Werte zufällig und nicht konstant, daher auch weit gestreuter. Die breite Streuung in der *M1* bei Frauen und in der *M2* bei Männern führt möglicherweise aus den vorher genannten Gründen zu keinem statistischen Unterschied.

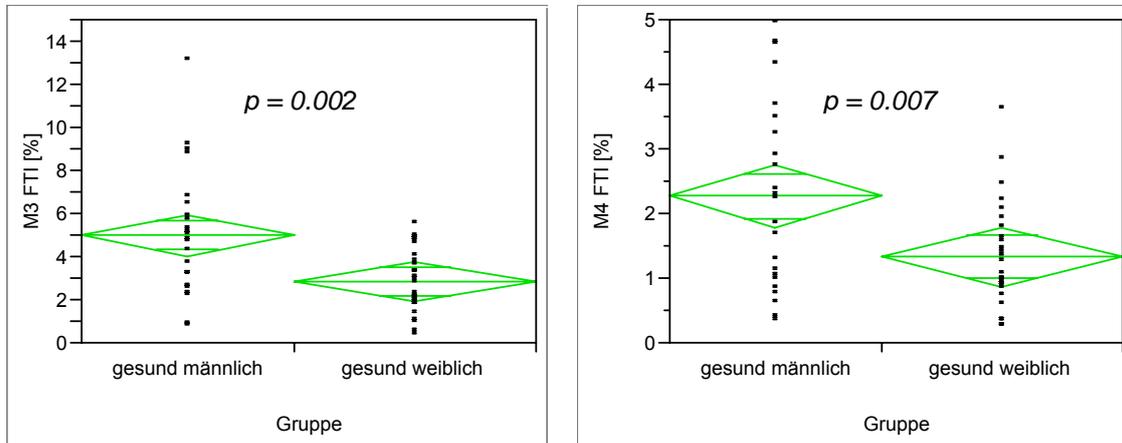
#### d) Prozentualer Anteil des FTI der Masken M1 - M7

Zu Überprüfung der beiden Gruppen bezüglich des *FTI*, wurde wie bei der *Fmax* der Fuß in sieben funktional-anatomische Regionen (Masken) aufgeteilt. Dabei zeigen *M3 FTI* ( $p=0.002$ ), *M4 FTI* ( $p=0.007$ ), *M5 FTI* ( $p=0.02$ ) und *M7 FTI* ( $p=0.005$ ) einen signifikanten Unterschied. Die Differenzen der Läufer und Läuferinnen fallen in den Ergebnissen für *M1-M2 FTI* und *M6 FTI* deutlich geringer aus und weisen keine Signifikanz auf.



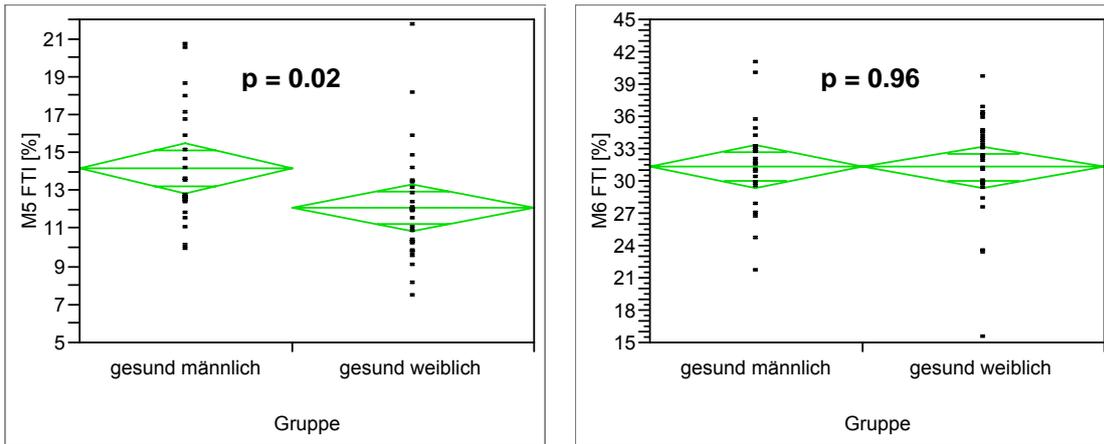
**Abb. 18:** Vergleich des an der Maske M1 resultierenden Kraft-Zeit Integrals (FTI) im Verhältnis zum auftretenden FTI des gesamten Fußes in Prozent (links), Vergleich des an der Maske M2 resultierenden Kraft-Zeit Integrals (FTI) im Verhältnis zum auftretenden FTI des gesamten Fußes in Prozent (rechts)

Bei der Betrachtung der Rückfußmasken *M1* und *M2* zeigen sich keine geschlechtsspezifischen Unterschiede zwischen der männlichen und weiblichen Stichprobe. Auffallend ist die erheblich größere Varianz der Männer.



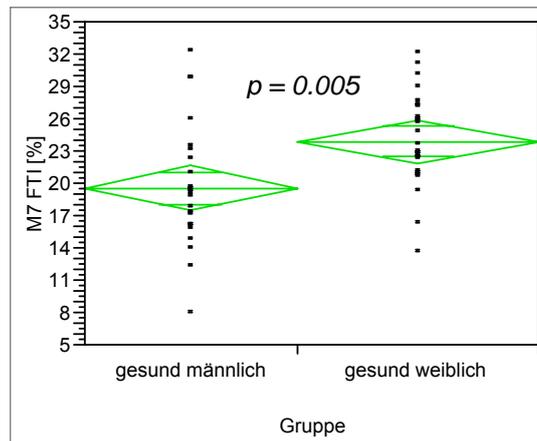
**Abb. 19:** Vergleich des an der Maske M3 resultierenden Kraft-Zeit Integrals (FTI) im Verhältnis zum auftretenden FTI des gesamten Fußes in Prozent (links), Vergleich des an der Maske M4 resultierenden Kraft-Zeit Integrals (FTI) im Verhältnis zum auftretenden FTI des gesamten Fußes in Prozent (rechts)

Das Ergebnis der M3 charakterisiert mit einer Signifikanz bei Läufern den Einfluss des geschlechtsspezifischen Abrollverhaltens auf die Belastungsverlagerung nach lateral.



**Abb. 20:** Vergleich des an der Maske M5 resultierenden Kraft-Zeit Integrals (FTI) im Verhältnis zum auftretenden FTI des gesamten Fußes in Prozent (links), Vergleich des an der Maske M6 resultierenden Kraft-Zeit Integrals (FTI) im Verhältnis zum auftretenden FTI des gesamten Fußes in Prozent (rechts)

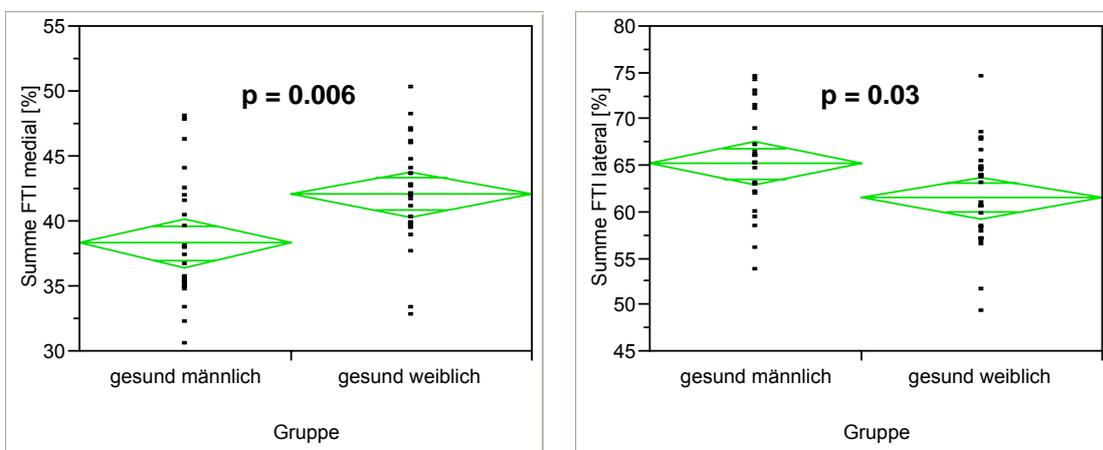
Bei der Beurteilung der Fußbelastung in M5 ergibt sich ein deutliches, statistisch gesichertes Ergebnis. Das bedeutet, dass der Abrollvorgang der Männer mehr Einfluss auf die zeitliche Belastungseinwirkung im lateralen Vorfuß hat.



**Abb. 21:** Vergleich des an der Maske M7 resultierenden Kraft-Zeit Integrals (FTI) im Verhältnis zum auftretenden FTI des gesamten Fußes in Prozent

In der medialen Vorfußmaske *M7* steigt das Kraft-Zeit-Integral deutlich an und unterscheidet sich statistisch signifikant zwischen den zwei Probandengruppen. Eine vermehrte Bewegung und Abdruck über die Großzehen haben bei Frauen die Erhöhung der Belastung in dieser Fußregion zur Folge. Die verstärkte Lastkonzentration im mittleren und medialen Vorfuß bestätigt die Annahme, dass der Abrollvorgang der Frau in einer verstärkten Pronationsstellung erfolgt.

**e) Prozentualer Anteil des medialen und lateralen FTI**

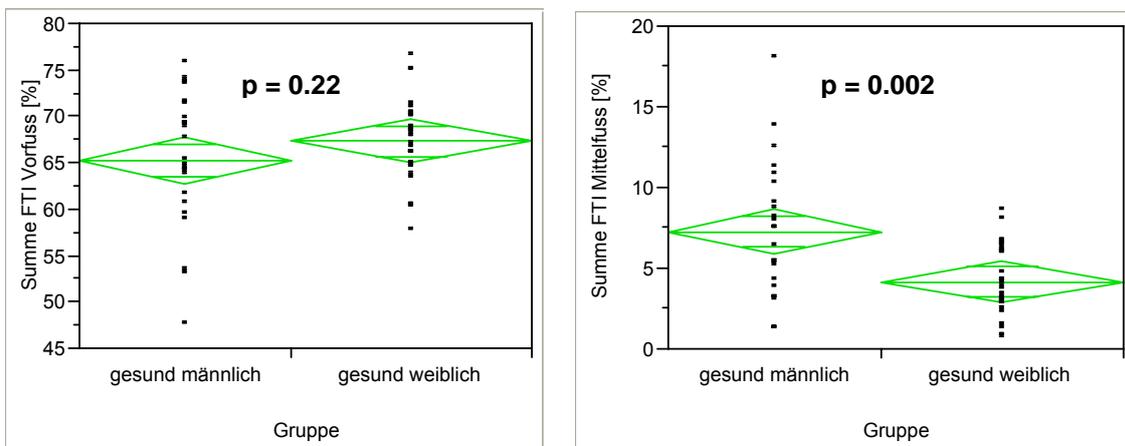


**Abb. 22:** Vergleich des resultierenden medialen Kraft-Zeit Integrals (FTI) im Verhältnis zum auftretenden FTI des gesamten Fußes in Prozent (links), Vergleich des resultierenden lateralen Kraft-Zeit Integrals (FTI) im Verhältnis zum auftretenden FTI des gesamten Fußes in Prozent (rechts)

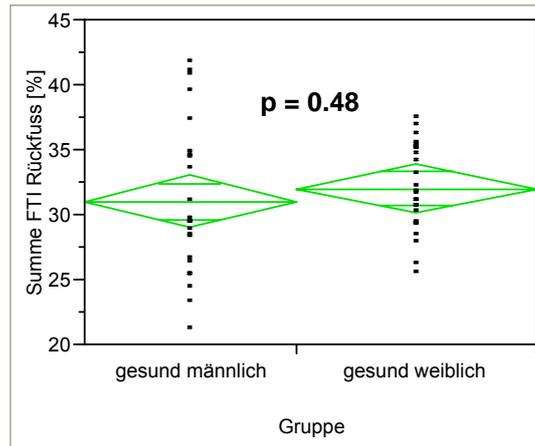
Sowohl in den Ergebnissen für *FTI medial* ( $p=0.006$ ) bei den Läuferinnen als auch für *FTI lateral* ( $p=0.03$ ) bei den Läufern ist ein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen festzustellen. Aufgrund der Ergebnisse sind die Daten der relativen Lastverteilung aussagekräftig genug, um einen Aufschluss über eine vermehrt mediale Abrollbewegung bei den Frauen und einen vermehrt lateralen Abrollvorgang bei den Männern zu geben.

## f) Prozentualer Anteil des FTI des Vorfußes, Mittelfußes und Rückfußes

Zur weiteren Überprüfung der Hypothese  $H_1$  werden in Abbildungen 23 und 24 das *FTI* des Vorder-, Mittel- und Rückfußes der Läufer und Läuferinnen betrachtet. Dabei zeigen die Ergebnisse von *FTI Mittelfuß* einen signifikanten Unterschied ( $p=0.002$ ), mit einem höheren Wert *FTI Mittelfuß* der männlichen Gruppe, der auf eine erhöhte Belastung im Mittelfußbereich der Männer hinweist. Die Differenzen der beiden Gruppen fallen in den Ergebnissen von *FTI Vorfuß* und *FTI Rückfuß* deutlich geringer aus und weisen mit einem  $p$ -Wert von 0.22 für *FTI Vorfuß* und einem  $p$ -Wert von 0.48 für *FTI Rückfuß* keine Signifikanz aus. Diese Ergebnisse deuten auf keine signifikanten geschlechtsspezifischen Unterschiede hin.



**Abb. 23:** Vergleich des resultierenden Kraft-Zeit Integrals (FTI) des Vorfußes im Verhältnis zum auftretenden FTI des gesamten Fußes in Prozent (links), Vergleich des resultierenden Kraft-Zeit Integrals (FTI) des Mittelfußes im Verhältnis zum auftretenden FTI des gesamten Fußes in Prozent (rechts)



**Abb. 24:** Vergleich des resultierenden Kraft-Zeit Integrals (FTI) des Rückfußes im Verhältnis zum auftretenden FTI des gesamten Fußes in Prozent

### 3.3.2 Zusammenfassung der Ergebnisse- Barfuß-Druckverteilungsmessung (Emed-Plattform)

Die Belastung individueller Fußstrukturen kann durch die Messung von Druckverteilungen unter dem Fuß ermittelt werden. Es wird angenommen, dass unter anderen Einflüssen auch die Geschlechter die Belastung des Fußes verändern können. Um eine geschlechtsspezifische Empfehlung für die frauenspezifische Laufschuhkonzeption aussprechen zu können, kommt der Erfassung der Druckverteilung unter der Fußsohle innerhalb der Geschlechter große Bedeutung zu. Die einzelnen Ergebnisse der vorliegenden Studie können anhand der ermittelten biomechanischen Messgrößen (COP, Fmax und FTI) Gemeinsamkeiten und signifikante Unterschiede im Einfluss auf die Belastung der Probandengruppen von Läufern und Läuferinnen vorweisen.

### a) Druckschwerpunkt (COP)

Einen signifikant längeren *Abstand Ferse - COP beim Abstoßpunkt* und einen signifikant kürzeren *Abstand COP beim Abstoßpunkt – Zehen* konnte bei den Läuferinnen beobachtet werden. Das Ergebnis weist auf eine unterschiedliche Belastung der Vorfußstrukturen hin. Zu keinem relevanten Unterschied kam es für die Messgröße *COP - Koordinaten bei Fmax*. Es konnte keine statistisch signifikant erhöhte mediolaterale Undulation des COP-Verlaufs bei Frauen nachgewiesen werden.

### b) Maximalkraft (Fmax)

Bei der Betrachtung von *Fmax gesamt*, *M1-M2 Fmax* und *M4-M6 Fmax* waren die Differenzen der beiden Gruppen zu gering, so dass keine Signifikanz auftrat. Jedoch deutet ein signifikant größerer *M3 Fmax Wert* auf eine Mehrbelastung des lateralen Mittelfußes der Männer hin; gegenseitig charakterisiert ein signifikant größerer *M7 Fmax Wert* höhere Kraftspitzen im Vorfuß- und Zehenbereich der Frauen.

### c) Kraft-Zeit Integral (FTI)

In der Analyse von *M1-M2 FTI* und *M6 FTI* war keine Signifikanz vorhanden. Signifikante Unterschiede zeigten die Läufer in einem größeren Wert des FTI in den Regionalmasken *M3* und *M5*. Die Summe der medialen Masken und ein signifikant größeres *FTI medial* deuteten auf eine Medialisierung des Abrollvorgangs bei Frauen hin, der als Ausdruck einer vermehrten Pronation verstanden werden kann. Die Schlussfolgerung dieses Ergebnisses kann mit Aussagen der Literatur gestützt werden. KERNOZEK/TORRY/VANH/COWLEY/TANNER (2005) untersuchten die Bewegungen der unteren Extremität und stellten bei den Frauen ein vermehrtes Bewegungsausmaß in der Frontalebene fest, das durch eine größere maximale Pronation und Valgisierung im Kniegelenk hervorgerufen wurde. MCLEAN/LIPFERT/VAN DEN BOGERT (2004)

veröffentlichten Ergebnisse, die zeigen, dass Frauen bei Richtungswechselmanövern unter anderem auch einen größeren Pronationswinkel am Fuß vorweisen. Eine vermehrte Pronation bei weiblichen Läufern konnte weiterhin von STEFANYSHN/STERGIOU/NIGG/ROZITIS/GOEPFERT (2003) und HENNIG (2001) nachgewiesen werden.

In der Untersuchung von *FTI Vorfuß* und *FTI Rückfuß* fielen die Differenzen der beiden Gruppen zu gering und nicht signifikant aus. Die Signifikanz der größeren Mittelfußbelastung bei den Läufern kann mittels einer Untersuchung von HENNIG (1987) interpretiert werden. Von HENNIG wurde berichtet, dass für die Landung nach Sprüngen gegenüber den Planus Fußstrukturen Cavus- und Rectus- Füße erhöhte Spitzendruckwerte unterhalb der Ferse und dem ersten Metatarsalköpfchen zeigten, während die Druckwerte unter dem Fußlängsgewölbe reduziert waren. Die Fußkontaktflächen der Cavus- und Rektus- Gruppen waren um 27% bzw. 18% geringer als die der Planus-Gruppe. Überträgt man die Ergebnisse auf die vorliegende Studie, zeigt sich für das Gehen ein ähnliches Bild. Fußstrukturen mit größerer Fußkontaktfläche neigen zu einer vermehrten Lastaufnahme unterhalb des Mittelfußes bei gleichzeitig reduzierter Lastaufnahme unterhalb der Ferse und dem 1. Metatarsalköpfchen.

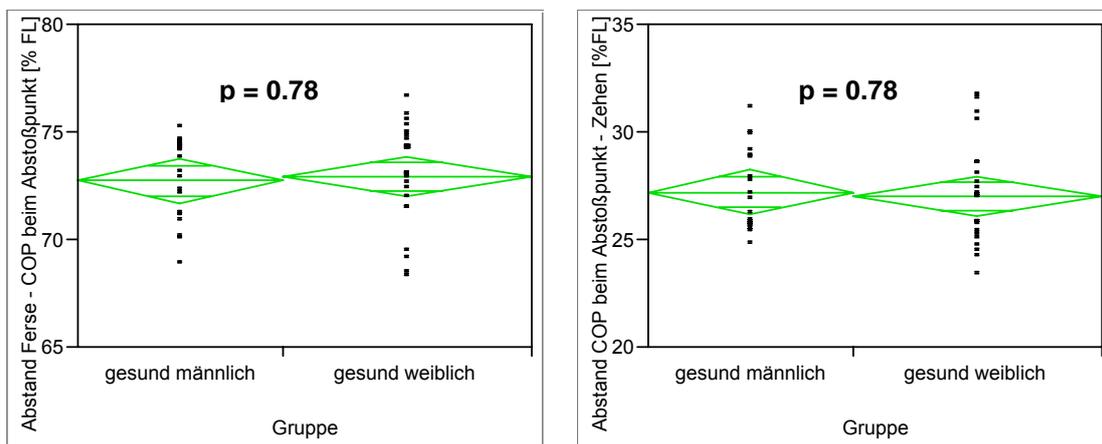
Hohe Mittelfußdruckwerte waren auch bei einem Probanden in Untersuchung von CAVANAGH/ANDREW/KRAM/RODGERS/SANDERSON/HENNIG (1985) beobachtet, der seine Probanden barfuß über eine Druckverteilungsplatte laufen ließ.

Vor dem Hintergrund, dass sowohl  $F_{max}$  im lateralem Mittelfuß als auch das FTI des Mittelfußes bei Männern deutlich und signifikant ansteigen, können diese Belastungsverhältnisse mit der Entstehung von Überlastungsschäden dieser Fußregion in Verbindung gebracht werden.

### 3.3.3 Darstellung der Ergebnisse-

#### In-Schuh-Druckverteilungsmessung (Pedar)

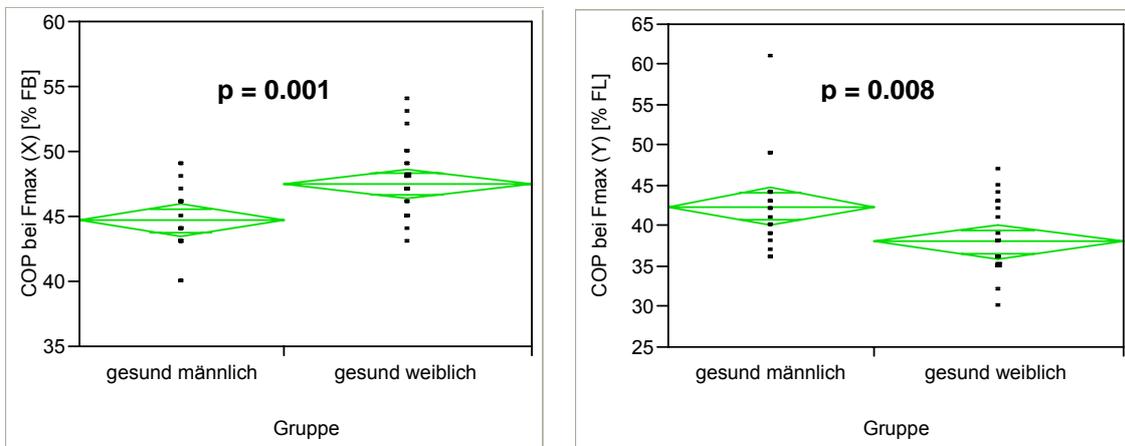
- a) **Abstand Ferse – COP beim Abstoßpunkt (% FL)**  
**Abstand COP beim Abstoßpunkt – Zehen (% FL)**



**Abb. 25:** *Vergleich des prozentualen Abstands zwischen Ferse und COP beim Abstoßpunkt im Verhältnis zur gesamten Fußlänge (FL) (links), Vergleich des prozentualen Abstands zwischen COP beim Abstoßpunkt und den Zehen im Verhältnis zur gesamten Fußlänge (FL) (rechts)*

In der Betrachtung des *Abstand Ferse - COP beim Abstoßpunkt* und *Abstand COP beim Abstoßpunkt – Zehen* ist kein relevanter Unterschied der Mittelwerte zwischen den gesunden Läufern und den gesunden Läuferinnen zu erkennen. Da die Mittelwerte auf demselben Niveau liegen, spricht das Ergebnis für eine Angleichung der COP - Lage in der Abstoßsituation.

**b) COP bei Fmax (x) (% FB), COP bei Fmax (y) (% FL)**

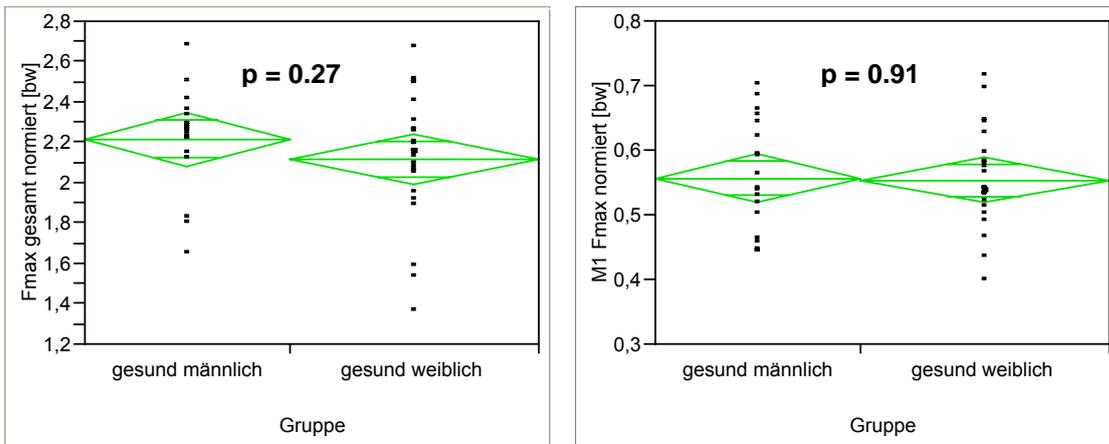


**Abb. 26:** Vergleich des prozentualen Abstands des COP bei Fmax (x) vom lateralen Fußrand im Verhältnis zur gesamten Fußbreite (FB) (links), Vergleich des prozentualen Abstands des COP bei Fmax (y) von der Zehenspitze im Verhältnis zur gesamten Fußlänge (FL) (rechts)

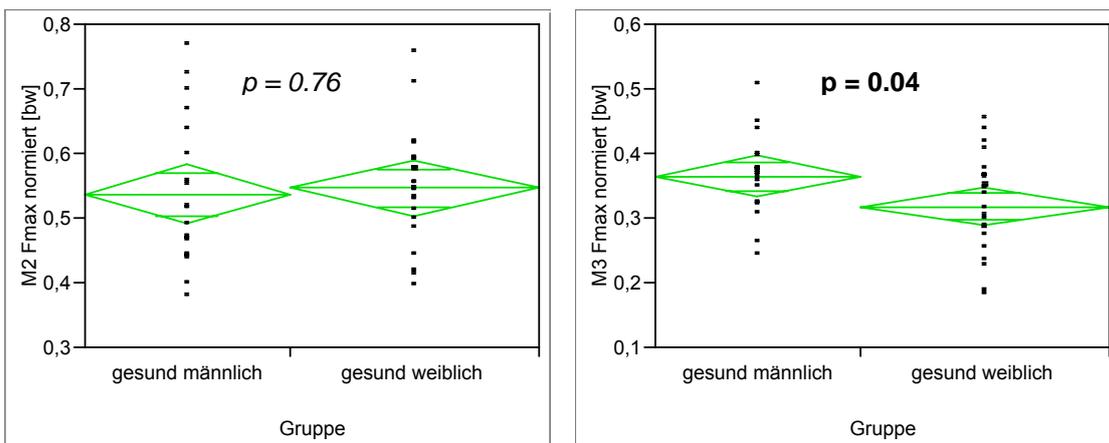
Die größeren COP - Werte bei Fmax (x) und kleineren COP - Werte bei Fmax (y) der Läuferinnen spiegeln sich in Abbildung 26 wider. Sowohl in den Ergebnissen für COP bei Fmax (x) ( $p=0.001$ ) als auch für COP bei Fmax (y) ( $p=0.008$ ) ist ein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen festzustellen. Aus den Ergebnissen geht eine Modifikation des Abrollverhaltens hervor. Während sich der geschlechtsspezifische Einfluss auf den Abrollvorgang im Gehen (barfuß) nicht signifikant zeigte, kommt es im Abrollvorgang im Laufen (im Schuh) zu statistisch signifikanten Unterschieden. Die Frauen rollen mehr anterior und medialer als Männer ab.

**c) Normierte Fmax gesamt, normierte Fmax der Masken M1 – M7**

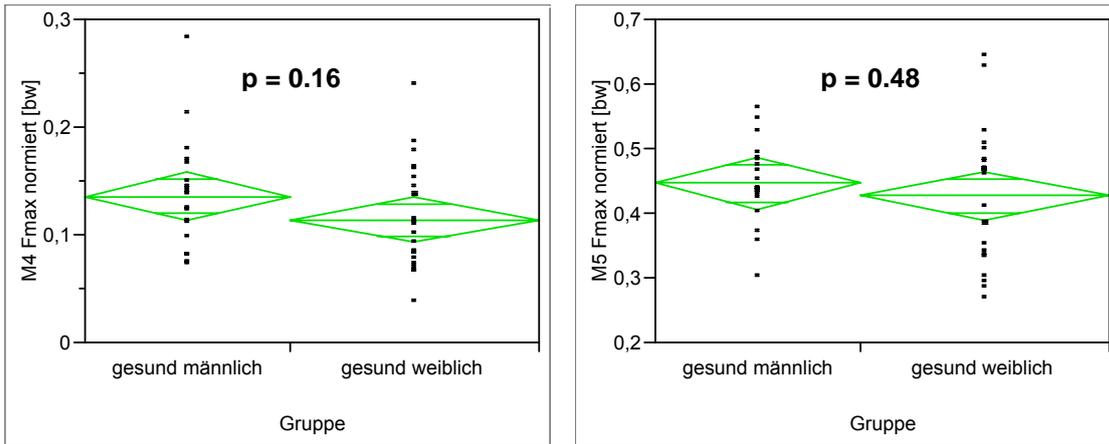
Zur Prüfung der Hypothese  $H_1$  wird die  $F_{max}$  im Abrollvorgang im Laufen (im Schuh) der beiden Gruppen untersucht. Dabei zeigt  $M3 F_{max}$  ( $p=0.04$ ) einen signifikanten Unterschied. Die Differenzen der Gruppen fallen in den Ergebnissen für  $F_{max}$  gesamt,  $M1-M2 F_{max}$  und  $M4-7 F_{max}$  deutlich geringer aus und weisen keine Signifikanz auf.



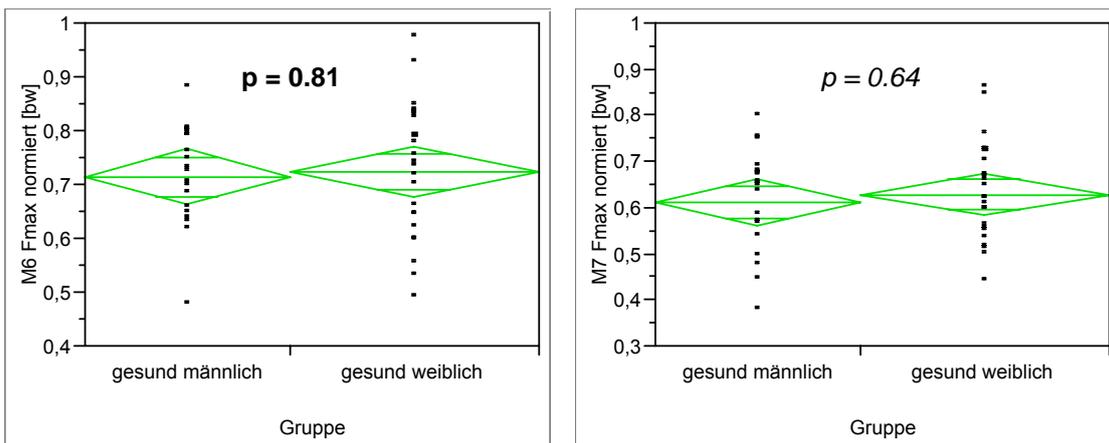
**Abb. 27:** Vergleich der normierten Maximalkraft ( $F_{max}$ ) des gesamten Fußes (links), Vergleich der auf die Maske M1 wirkenden normierten Maximalkraft ( $F_{max}$ ) (rechts)



**Abb. 28:** Vergleich der auf die Maske M2 wirkenden normierten Maximalkraft ( $F_{max}$ ) (links), Vergleich der auf die Maske M3 wirkenden normierten Maximalkraft ( $F_{max}$ ) (rechts)



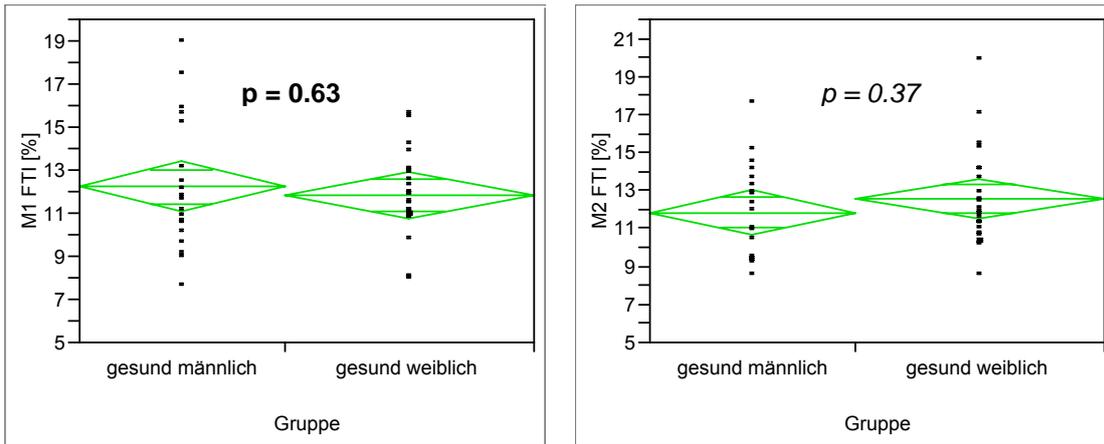
**Abb. 29:** Vergleich der auf die Maske M4 wirkenden normierten Maximalkraft ( $F_{max}$ ) (links), Vergleich der auf die Maske M5 wirkenden normierten Maximalkraft ( $F_{max}$ ) (rechts)



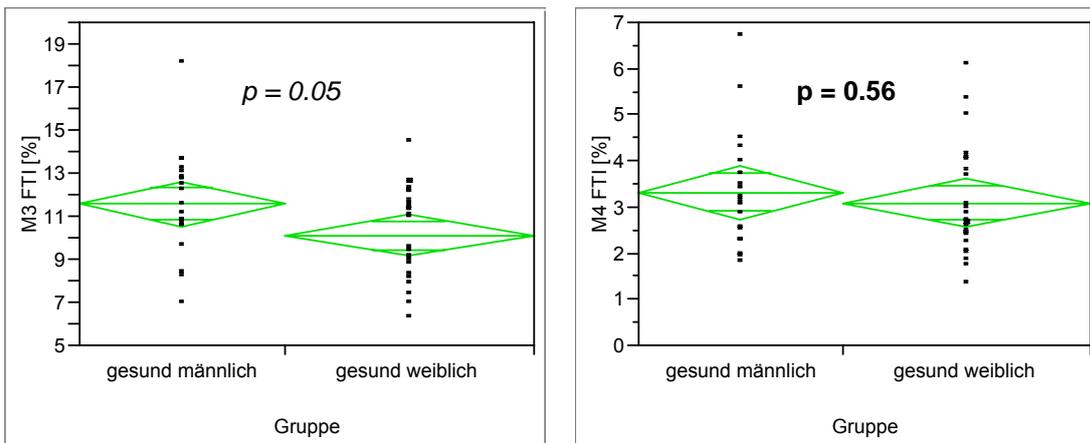
**Abb. 30:** Vergleich der auf die Maske M6 wirkenden normierten Maximalkraft ( $F_{max}$ ) (links), Vergleich der auf die Maske M7 wirkenden normierten Maximalkraft ( $F_{max}$ ) (rechts)

**d) Prozentualer Anteil des FTI der Masken M1 - M7**

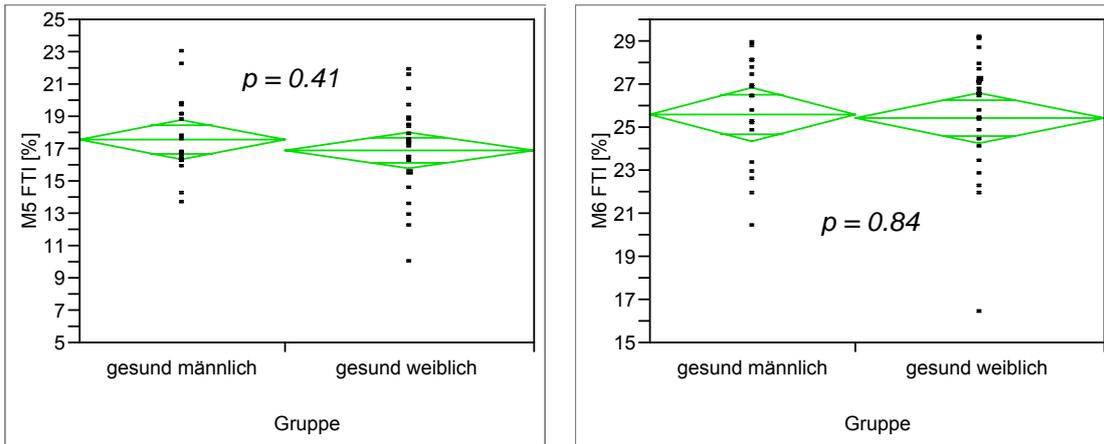
Zur Überprüfung der beiden Gruppen bezüglich des  $FTI$ , wurde wie bei der  $F_{max}$  der Fuß in sieben funktional-anatomische Regionen (Masken) aufgeteilt. Dabei zeigt  $M3 FTI$  ( $p=0.05$ ) einen signifikanten Unterschied. Die Differenzen der Läufer und Läuferinnen fallen in den Ergebnissen für  $M1-M2 FTI$  und  $M4-M7 FTI$  deutlich geringer aus und weisen keine Signifikanz auf.



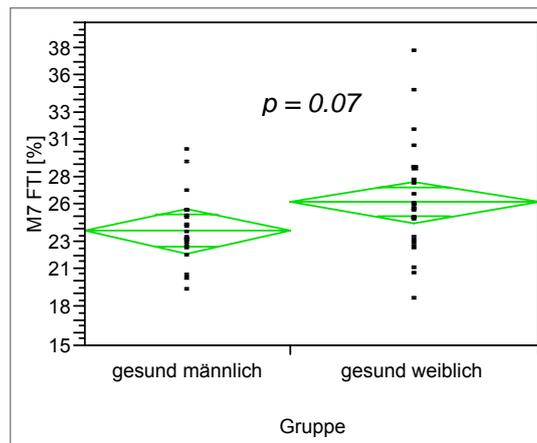
**Abb. 31:** Vergleich des an der Maske M1 resultierenden Kraft-Zeit Integrals (FTI) im Verhältnis zum auftretenden FTI des gesamten Fußes in Prozent (links), Vergleich des an der Maske M2 resultierenden Kraft-Zeit Integrals (FTI) im Verhältnis zum auftretenden FTI des gesamten Fußes in Prozent (rechts)



**Abb. 32:** Vergleich des an der Maske M3 resultierenden Kraft-Zeit Integrals (FTI) im Verhältnis zum auftretenden FTI des gesamten Fußes in Prozent (links), Vergleich des an der Maske M4 resultierenden Kraft-Zeit Integrals (FTI) im Verhältnis zum auftretenden FTI des gesamten Fußes in Prozent (rechts)

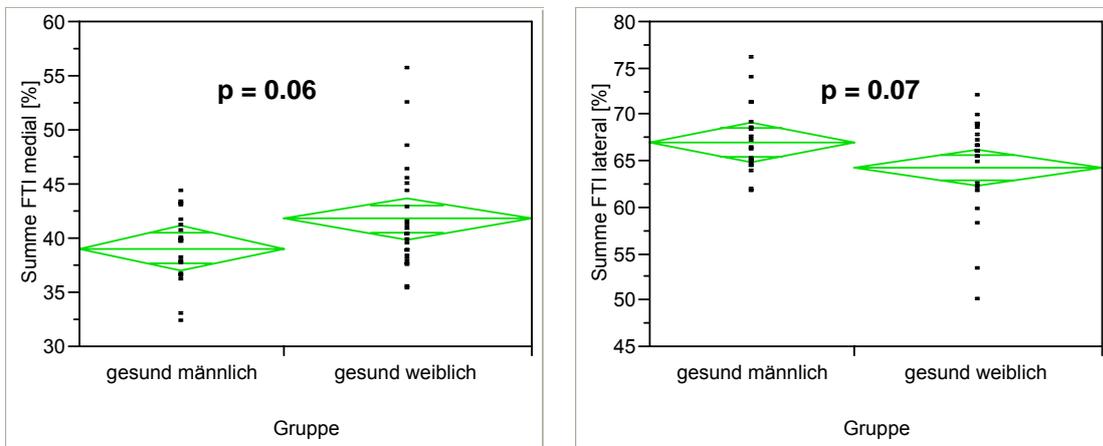


**Abb. 33:** Vergleich des an der Maske M5 resultierenden Kraft-Zeit Integrals (FTI) im Verhältnis zum auftretenden FTI des gesamten Fußes in Prozent (links), Vergleich des an der Maske M6 resultierenden Kraft-Zeit Integrals (FTI) im Verhältnis zum auftretenden FTI des gesamten Fußes in Prozent (rechts)



**Abb. 34:** Vergleich des an der Maske M7 resultierenden Kraft-Zeit Integrals (FTI) im Verhältnis zum auftretenden FTI des gesamten Fußes in Prozent

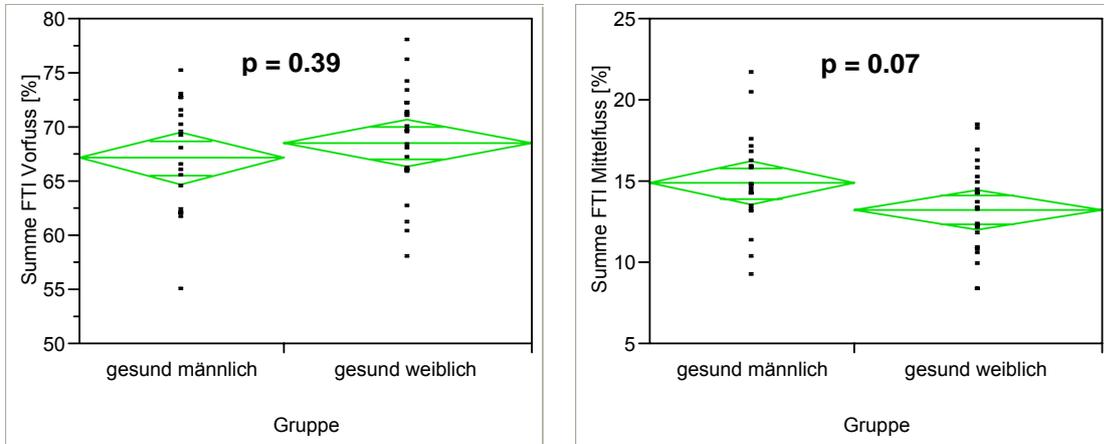
e) **Prozentualer Anteil des medialen und lateralen FTI**



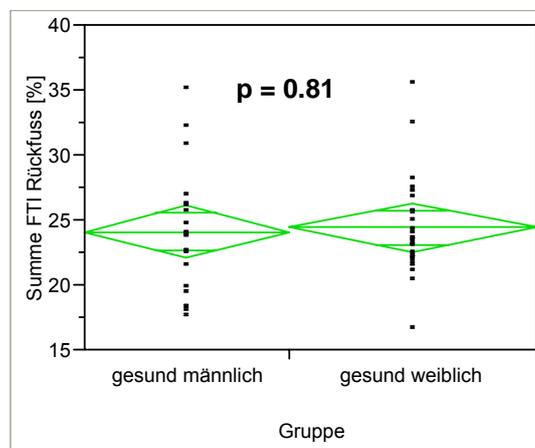
**Abb. 35:** *Vergleich des resultierenden medialen Kraft-Zeit Integrals (FTI) im Verhältnis zum auftretenden FTI des gesamten Fußes in Prozent (links), Vergleich des resultierenden lateralen Kraft-Zeit Integrals (FTI) im Verhältnis zum auftretenden FTI des gesamten Fußes in Prozent (rechts)*

Die in Abbildung 35 dargestellten *FTI medial* und *FTI lateral* deuten nur tendenziell auf eine Medialisierung des Abrollvorgangs der Frauen im Schuh hin. Die Streuung der weiblichen Gruppe von 35% bis 55% für *FTI medial* bzw. von 50% bis 72% für *FTI lateral* ist deutlich größer als die der männlichen Gruppe.

f) **Prozentualer Anteil des FTI des Vorfußes, Mittelfußes und Rückfußes**



**Abb. 36:** *Vergleich des resultierenden Kraft-Zeit Integrals (FTI) des Vorfußes im Verhältnis zum auftretenden FTI des gesamten Fußes in Prozent (links), Vergleich des resultierenden Kraft-Zeit Integrals (FTI) des Mittelfußes im Verhältnis zum auftretenden FTI des gesamten Fußes in Prozent (rechts)*



**Abb. 37:** *Vergleich des resultierenden Kraft-Zeit Integrals (FTI) des Rückfußes im Verhältnis zum auftretenden FTI des gesamten Fußes in Prozent*

Zur weiteren Überprüfung der Hypothese  $H_1$  werden in den Abbildungen 36 und 37 das *FTI* des Vorder-, Mittel- und Rückfußes der Läufer und Läuferinnen betrachtet. Für keinen dieser Werte ist ein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen festzustellen.

### 3.3.4 Zusammenfassung der Ergebnisse- In-Schuh-Druckverteilungsmessung (Pedar)

Für die In-Schuh-Druckverteilungsmessung lässt sich zusammenfassend festhalten, dass nur wenige Messgrößen der plantaren Druckverteilung geschlechtspezifische Unterschiede zeigen. Das FTI der Mittelfußmaske *M3* (signifikant) und das *FTI lateral* (tendenziell) sind bei Männern höher, *FTI medial* tendenziell bei Frauen. *Fmax gesamt* und *Fmax* der einzelnen Masken weisen nahezu keine Unterschiede zwischen den Geschlechtern vor.

#### a) Druckschwerpunkt (COP)

Zu keinem relevanten Unterschied kam es für *Abstand Ferse - COP beim Abstoßpunkt* und *Abstand COP beim Abstoßpunkt – Zehen*. Ein signifikant größerer COP-Wert bei *Fmax (x)* und ein signifikant kleinerer COP-Wert bei *Fmax (y)* spiegeln bei den Läuferinnen in den Fußregionen einen Abrollvorgang wider, der mehr anterior und medialer verläuft.

#### b) Maximalkraft (Fmax)

Bei der Betrachtung von *Fmax gesamt*, *M1-M2 Fmax* und *M4-M7 Fmax* waren die Differenzen der beiden Gruppen zu gering, so dass keine Signifikanz auftrat. Jedoch wurde ein signifikant größeres *M3 Fmax Wert* bei den Läufern beobachtet, das möglicherweise dem Lastverteilungsmuster in einem natürlichen Abrollvorgang entspricht.

#### c) Kraft-Zeit Integral (FTI)

In der Analyse von *M1-M2 FTI* und *M4-M7 FTI* war keine Signifikanz vorhanden. Signifikante Unterschiede zeigten die Läufer in einem größeren *M3 FTI*. Kein signifikanter Unterschied wurde bei *FTI medial* und *FTI lateral* festgestellt. In der Untersuchung von *FTI Vorfuß*, *FTI Mittelfuß* und *FTI Rückfuß*

fielen die Differenzen der beiden Gruppen zu gering aus. Ein signifikanter Unterschied bestand nicht. Die Summe der medialen Masken und die Betrachtung der Einzelmasken deuten nur tendenziell auf eine Medialisierung des Abrollvorgangs der Frauen im Schuh hin: es konnten keinerlei signifikante geschlechtsspezifische Unterschiede anhand der Messgröße FTI dargestellt werden. Der Laufschuh scheint das verschiedene Laufmuster zu uniformieren, der Abrollvorgang bewegt sich in engeren Bahnen.

## 4 Diskussion

Nach NITZSCHKE/LEONHARDT (1991) sind Verletzungen beim Laufen seltener als typische Überlastungsbeschwerden. Eindeutige Entstehungsmechanismen der Beschwerden sind wissenschaftlich noch nicht nachgewiesen worden (REINSCHMIDT/NIGG 2000). Dennoch berichteten zahlreiche ältere Studien, dass zyklische und stoßförmige submaximale Belastungen, wie sie beim Laufen auftreten, zu Gelenk- und Gewebeschäden führen (CLEMENT/TAUNTON/SMART/McNICOL 1981). Die typischen laufassoziierten Beschwerdebilder sind nicht nur auf Trainingsfehler, unzureichende Muskelkraft und Flexibilität sowie Laufen auf unebenem Untergrund zurückzuführen (MAYER/GRAU/BAUR/HIRSCHMÜLLER/HORTSTMANN/GOLLHOFER/DICKHUTH 2001; CALLAHAN/SHEON 2002). Ebenso ist ein unfunktionaler und falsch konstruierter Schuh mit schlechter Passform von ursächlicher Bedeutung.

Deshalb haben in der Schuhforschung die wissenschaftlichen Untersuchungen zur Reduzierung der Belastung und Beschwerden während des Abrollvorgangs in den letzten 20 Jahren eine große Entwicklung erfahren. Der Schwerpunkt wurde auf das Konzept der Dämpfung und Stabilität gelegt.

Das Ziel der Studie war es, mit Hilfe der derzeit möglichen technischen Verfahren die geschlechtsspezifischen Unterschiede im Hinblick auf anthropometrische, trainingsspezifische und biomechanische Größen bei den Läufern und Läuferinnen während des Abrollvorgangs darzustellen. Um zu prüfen, ob entweder der Schuhtyp oder das individuelle Abrollverhalten auf die Belastung Einfluss hatten, wurden die Messungen barfuß und in einem Laufschuhtyp („Skylon“) der Firma *NIKE* durchgeführt.

Die gewonnenen Resultate sollten in die Entwicklung eines speziell auf die Bedürfnisse der Frau abgestimmten Laufschuhprototypen einfließen. Dies war nötig, da die weiblichen Läuferinnen in den bisherigen Untersuchungen unzureichend berücksichtigt wurden. Der neu konzipierte Sportschuh sollte nicht nur verschiedene Dämpfungs- und Passformcharakteristika berücksichtigen, sondern auch die starke Belastung der Sehnen vermeiden.

#### 4.1 Diskussion der anthropometrischen Größen

Die anthropometrischen Daten können der Tabelle 3 in Kapitel 3.1 entnommen werden.

**Zur Altersstruktur:** Bezüglich der Altersstruktur unterschieden sich beide Gruppen nicht. Das Durchschnittsalter betrug in der UG<sub>M</sub> 39.7 Jahre, in der UG<sub>W</sub> 39.4 Jahre. Somit waren altersspezifische Auswirkungen auf das Ausmaß der Bodenreaktionskraft auszuschließen. Diese Aussage kann anhand der Studie von CHAO/LAUGHMAN (1983) bestätigt werden. Ihre Ergebnisse zeigen, dass sowohl das Alter als auch das Geschlecht keinen Einfluss auf die Kraftbelastungen während des Gehens haben.

**Zu Körpergewicht und Größe:** Die gesunden Läufer der Studie waren im Schnitt 11.3 cm größer und 16.1 kg schwerer. Diese Tatsache entsprach den Ergebnissen von WILMORE/COSTILL (1994), MARÉES DE (1996), MARÉES DE/MESTER (1990) und DICKHUTH (2000). Sie ermittelten, dass erwachsene Frauen durchschnittlich 12 cm kleiner und 18 kg leichter sind als Männer. In ihrer Untersuchung beschäftigten sich FREDERICK/HAGY (1986) ebenso mit dem Zusammenhang zwischen dem Körpergewicht, der Höhe der Kraft-Belastung und der Geschwindigkeit. Sie stellten fest, dass ein ansteigendes Körpergewicht eine größere vertikale Bodenreaktionskraft zur Folge hatte, wobei die Unterschiede zwischen den Probanden mit zunehmender Laufgeschwindigkeit größer wurden. Bei der praktischen Umsetzung in der Schuhproduktion sind deshalb die absoluten Unterschiede bezüglich des Körpergewichts bereits berücksichtigt worden, die überwiegend die Ergebnisse von FREDERICK/HAGY (1986) umgesetzt haben. Heutzutage werden Laufschuhe für unterschiedliche Gewichtsklassen angeboten, wobei es zusätzlich gedämpfte Schuhe vor allem für schwere Läufer gibt. In Anbetracht der Unklarheiten bezüglich der Höhe und Härte des Zwischensohlenmaterials und deren Auswirkung auf das Ausmaß von Kraftbelastungen muss man sich die Frage stellen, ob eine solche Einteilung sinnvoll ist.

Auch NIGG/BAHLEN/LUETHI/STOKES (1987) konnten die Ergebnisse der Untersuchung von FREDERICK/HAGY nicht bestätigen. Der Grund für diese Diskrepanz liegt wohl daran, dass in der Studie von FREDERICK/HAGY die Gewichtsunterschiede zwischen den Gruppen deutlicher waren, wohingegen bei NIGG/BAHLEN/LUETHI/STOKES nur vergleichsweise kleinere Zusatzgewichte an den Probanden angebracht wurden.

## 4.2 Diskussion der Messmethoden

Die elektronische Messung eröffnete die Möglichkeit, neben statischen auch dynamische Messwerte zu gewinnen und sie in ihrem zeitlichen Verlauf auszuwerten. So konnte, zum Beispiel über spezielle vektorielle Berechnungen, die Projektion des Körperschwerpunkts auf die Fußsohle erfolgen. Folgend konnten Rückschlüsse auf die Biomechanik des Abrollvorgangs gezogen werden (MILANI/HENNIG 2002).

Bei den Druckmessungen wurden in der vorliegenden Studie zwei verschiedene Meßsysteme der Firma *NOVEL* verwendet. Die Barfußmessung wurde mit der Druckverteilungsplattform *Emed-SF* mit einer Samplingrate von 50Hz bei zwei Sensoren/cm<sup>2</sup> durchgeführt. Die Wahl der Sensordichte zeigte sich als ausreichend. Eine höhere Dichte hätte zwar eine bessere räumliche Auflösung geliefert, andererseits die Messfrequenz begrenzt. Ein Nachteil dieses Messverfahrens, ein genaues Treffen der Druckmessplatte, wurde durch die In-Schuh-Druckverteilungsmessung behoben.

Ein entscheidender Vorteil der Druckmesssohlen bestand darin, dass mit ihrer Hilfe die Messung einer kontinuierlichen Schrittfolge des Laufens möglich war (MILANI/KIMMESKAMP 2000). Da hier zusätzlich die Drucksensoren in der Messsohle integriert waren, wurden erhebliche Nachteile verhindert, wie z.B. das Mitbewegen der Sensoren im Schuh durch auftretende Scherkräfte oder das Fremdkörpergefühl, dass möglicherweise eine Veränderung des Laufbilds bewirkt hätte (McPOIL/CORNWALL/YAMADA 1995; KERNOZEK/LAMOTT/DANCISAK 1996). Im Vergleich zur stationären Druckmessplatte zeigte sich ein

methodisches Problem in einer geringeren räumlichen Auflösung. Das In-Schuh-Messsystem (Pedar mobil) arbeitete mit einer Samplingrate von 99Hz bei einem Sensor/2cm<sup>2</sup>. Diese räumliche Auflösung war möglicherweise nicht sensitiv genug, um Unterschiede zwischen den Gruppen deutlich darzustellen. Ein weiterer kritischer Punkt war die Materialbelastung der Druckmesssohlen im Schuh während der Messung. Bezug nehmend auf den Materialverschleiß und –verbrauch und die damit verbundenen Kosten, sollten die Sohlen so konstruiert sein, dass diese nicht nach wenigen Messungen unbrauchbar werden.

Im Prinzip ermöglichen die Druckverteilungsmessungen die örtlich und zeitlich genaue Analyse von Belastungsmuster des Fußes. Jedoch sind die menschlichen Bewegungen individuell und werden nicht nur mechanisch, sondern vor allem neuromuskulär reguliert und gesteuert. In diesem Zusammenhang ist es notwendig, mechanische und biologische Faktoren gemeinsam zu messen und zu analysieren. Die bereits verwendeten Druckmessungen sollten mit anderen Messungen kombiniert werden, um zusätzlich die muskuläre Aktivität ermitteln zu können. Mit einem Messverfahren, wie z.B. der Elektromyographie, kann über die Messung elektrischer Muskelpotenziale die Aktivität eines Muskels oder einer Muskelgruppe bestimmt werden. Die neuromuskuläre Ansteuerung eines Muskels wird über dessen Membranpotenzialänderung elektrophysiologisch registriert. Es wird nicht die Kraft, sondern der neuromuskuläre Input in Form von aufsummierten Aktionspotenzialen der angesprochenen motorischen Einheit bei einer bestimmten Bewegung gemessen.

#### **4.3 Diskussion der biomechanischen Messgrößen**

Aufgrund von dokumentierten biomechanischen Unterschieden zwischen Gang- und Laufbewegung war es nicht zulässig, Ergebnisse aus Ganganalysen auf das Laufen zu übertragen (NILSSON/THORSTENSSON/HALBERTSMA 1985; SUBOTNIK 1985; NUBER 1988; CHANC/RUDINS 1994; OUNPUU 1994; RODGERS 1995; THORDARSON 1997; NOVACHEK 1998). Folglich wurde jeweils getrennt

nach den Abrollvorgängen im Gehen (barfuß) und im Laufen (im Schuh - Laufschuhtyp „Skylon“ von der Firma NIKE) vorgegangen. Es wird darauf hingewiesen, dass der direkte Vergleich zwischen der Druckmessung im Gehen und im Laufen nicht Bestandteil der Fragestellung vorliegender Studie war.

Zur Beantwortung der Fragestellungen „Gibt es statistisch signifikante Unterschiede im Abrollvorgang im Gehen zwischen gesunden Läufern und Läuferinnen“ und „Gibt es statistisch signifikante Unterschiede im Abrollvorgang im Laufen zwischen gesunden Läufern und Läuferinnen“ wurde mittels der plantaren Druckverteilungsmessungen der geschlechtsspezifische Einfluss auf die biomechanischen Messgrößen (COP, Fmax und FTI) zwischen den Gruppen für unterschiedliche Bedingungen untersucht.

#### **4.3.1 Diskussion der Ergebnisse- Barfuß-Druckverteilungsmessung (Emed-Plattform)**

***Fragestellung 1: Gibt es statistisch signifikante Unterschiede im Abrollvorgang im Gehen zwischen gesunden Läufern und Läuferinnen?***

##### **a) Druckschwerpunkt (COP)**

Unterschiede in der Gangbewegung verschiedener Individuen sind unbestritten. Nicht nur inter- und intraindividuelle Differenzen sind für den Gang charakteristisch, sondern auch die schuhmechanischen, biomechanischen und biomedizinischen Faktoren (STACOFF/DENOTH/KAELIN/STUESSI 1988) beeinflussen die Gangbewegung. Für eine optimale Schuhversorgung in der praktischen Anwendung wie auch zur medizinischen Beurteilung des Gangverlaufs sind differenzierte Ergebnisse hinsichtlich des Einflusses auf das Gangmuster essentiell. Im Rahmen der Ganganalyse vor dem Hintergrund des geschlechtsspezifischen Einflusses ist dabei eine Beurteilung der Gangbewegung allerdings nur realisierbar, wenn valide Kriterien zugrunde

liegen. In diesem Zusammenhang erlangt die Druckverteilungsmessung eine große Bedeutung. Das genannte Messsystem (vgl. Kap. 2.2) berechnet die Messgröße COP aus den Koordinaten für jeden Messzeitpunkt.

Der COP–Verlauf bietet uns die Möglichkeit, sowohl die zeitliche als auch die räumliche Komponente des gesamten Fußes in der Abrollbewegung zu berücksichtigen. Um eine Zuordnung zu bestimmten Phasen des Abrollvorgangs, z.B. Auftreffphase, Standphase, Abdrückphase, gewährleisten zu können, muss versucht werden, den Ganglinienverlauf in einzelnen Masken, z.B. der Rück-, Mittel- und Vorfußmaske auszuwerten, so dass regionale Informationen über den funktionalen und pathologischen Abrollvorgang aussagekräftig werden. Als räumliche Komponente wird in der vorliegende Untersuchung die COP-Position in der Abstoßphase als wichtige Messgröße zur Beurteilung des Abrollvorgangs verwendet.

ELFTMAN (1939) war einer der ersten Wissenschaftler, der den Verlauf des COP im Gehen beschrieb. Messergebnisse des COP, die man anhand der Kraftmessplatte erhielt, beschrieb CUNNINGHAM im Jahre 1950. Der COP wurde als die Projektion des Zentrums der vertikalen Kraftverteilung auf den Boden definiert (CAVANAGH 1980).

Der Begriff „Center of pressure“ ist hier an sich nicht richtig, weil die COP-Daten, welche durch die Kraftmessplatte gewonnen wurden, nicht mit der Druckaktivität auf der plantaren Oberfläche zusammenhängen. Der COP ist die Darstellung des Pfades der vertikalen Komponente der resultierenden Grundreaktionskräfte. Erst mit der Einführung der Druckverteilungsplatten wurde der COP als eine geeignete Methode zur Beurteilung der normalen oder pathologischen Abrollbewegung im Gehen (CORNWALL/McPOIL 2000).

Wie von DEBRUNNER/JACOB (1998) postuliert, wandert das Zentrum der Belastung (COP) beim Abrollen des Fußes zunächst von der Fersenmitte nach vorne etwa gegen das Metatarsale 3-4, biegt dann nach medial um und endet zwischen den ersten beiden Zehen. Das Abstoßen erfolgt über den medialen Vorfußbereich. Von diesem Verlauf gibt es jedoch starke Abweichungen, die für bestimmte Krankheitsbilder typisch sein können. Zum Beispiel verweilt das COP beim rheumatischen und arthritischen Fuß oft lange unter dem Mittelfuß

oder unter den mittleren Metatarsalköpfchen. Aufgrund der Untersuchungen der Schuhforschung ist bekannt, dass vor allem Patienten mit Achillesbeschwerden eine andere Bewegungsmodulation nachweisen als Gesunde (MAYER/GRAU/BAUR/HIRSCHMÜLLER/HORSTMANN/GOLLHOFER/DICKHUTH 2001). GRAU (2003) beschreibt in seiner Arbeit, dass Patienten mit Beschwerden im Bereich der Achillessehne im Vergleich zu einer gesunden Kontrollgruppe eine Medialisierung des Abrollvorgangs vorweisen. MOTRIUK/NIGG (1990) wiesen darauf hin, dass es sinnvoll ist, den Verlauf des COP für Vergleichszwecke zu standardisieren.

Gesunde Individuen zeigen eine COP - Entwicklung, während der in der Standphase des Gangzyklus der erste Bodenkontakt über die Ferse erfolgt. Anschließend werden die Metatarsalköpfchen überquert. Am Hallux wird der Bodenkontakt beendet. Dieses Bewegungsmuster stimmt mit dem COP - Verlauf überein, den HONG et al. (1999) für einen gesunden Gang beschrieb.

Neben der Unterstützung beim Stehen muss der Fuß nicht nur die erforderliche Stabilität und Antrieb beim Gehen vermitteln, sondern er muss sich der Veränderung in der Lastverteilung anpassen (SOAMES/CLARK 1985).

Über das Verhalten des Fußes in der Standphase gibt es in der Literatur verschiedene Meinungen. MORTON (1995) ermittelte, dass der größte Druck von der Ferse getragen wird, gefolgt zuerst von dem ersten und später von den restlichen Metatarsalköpfchen. Eine ähnliche Meinung äußerten später STOTT/HUTTON/STOKES (1973). Sie wiesen darauf hin, dass es auch in einem statischen Vorfuß eine ebene Lastverteilung gibt und der maximale Druck beim Bodenkontakt unter der Ferse medial zu der Fußmittellinie ist.

Einen anderen Ansatz wählten GRUNDY/BLACKBURN/TOSH/SMIDT/MCLEISH (1975). Sie sagten aus, dass das Kraftmaximum nur erreicht ist, wenn die laterale Seite der Ferse und die Metatarsalköpfchen gleichzeitig Bodenkontakt haben. Da der Rückfuß während 43% der Standphase die Last trägt, könnte darauf hinweisen, dass der Mittelfuß nur eine kleine Rolle in der Lastverteilung spielt (GRUNDY/ BLACKBURN/TOSH/SMIDT/MCLEISH 1975). Der Autor und seine

Mitarbeiter stellten weiterhin fest, dass es während der Lastübertragung zum Vorfuß auch zu einem Wachstum der vertikalen Grundreaktionskräfte kommt, vor allem wenn die Ferse den Boden verlässt und die Zehen mit dem Boden in Kontakt treten. Diese Phase, in der die ganze Last vom Vorfuß getragen wird, ist länger als die Phase vom Bodenkontakt der Ferse. Während der Vorfußbelastung bleibt der COP in der Vorfußphase weiterhin in der Fußregion der Metatarsalköpfchen. Selbst dann, wenn die Zehen vollständig den Boden berühren.

Auch HENNIG/MILANI/LAFORTUNE (1993) spricht von einem kräftigen Einsatz des mittleren und medialen Vorfußes, wobei sowohl die ersten drei Metatarsalköpfchen als auch der Hallux wesentlich zum Abstoß beim Gehen beitragen.

Aufgrund der vorliegenden Ergebnisse über den geschlechtsspezifischen Einfluss im Abrollverhalten von Männern und Frauen ließ sich ein statistisch signifikanter Unterschied der COP-Werte in der Abstoßsituation quantitativ feststellen und die daraus resultierenden unterschiedlichen Belastungen des Vorfußbereichs in der Abstoßphase ermitteln. Bezüglich des Abstoßpunktes wiesen Läuferinnen eine nähere Positionierung des COP an die Zehenspitzen auf, was auf ein Abrollen im medialen Anteil des Vorfußes, insbesondere des Hallux hinweist. Eine vermehrte Pronationsbewegung bereits im medialen Mittelfuß, verstärkt durch den Abdruck über die Großzehen hat bei den weiblichen Probanden eine Erhöhung der Belastung des mittleren und medialen Vorfußes zur Folge. Dieses Ergebnis konnte anhand der klinischen Untersuchungen des Abrollvorgangs gestützt werden. Der klinischen Erfahrung zufolge scheinen Frauen gegenüber Männern eher zu einer Belastung des Vorfußes während des Abrollvorgangs zu neigen (ROSSI 2001).

Allerdings würde der Verlust der Hallux-Funktion bei den Männern auf einen weiteren Anstieg der Belastung auf den Metatarsalköpfchen deuten und möglicherweise zu einer pathologischen Veränderung in dieser Fußregion führen (GIACOMOZZI/CASELLI/MACELLARI/GIURATO/LARDIERI/UCCIOLI 2002).

Die Lauftechnik beeinflusst auch die Aktivität einzelner Muskeln. Betroffen sind vor allem die Muskeln, die das obere Sprunggelenk strecken und beugen. Vor dem Hintergrund der Aussagen von GRUNDY/ BLACKBURN/TOSH/SMIDT/MCLEISH (1975) und aufgrund des signifikanten Unterschiedes der Messgröße FTI im Vorfuß bei den Läuferinnen, erfolgen bei den Frauen nicht nur größere Kraftspitzen in den medialen Regionen des Vorfußes, sondern auch eine längere Belastung. Vor allem in der letzten Abdruckphase führt das Ausmaß an Belastungen durch den Bodenkontakt zu einem Anstieg der Aktivität in den beanspruchten Muskeln. Dieser Anstieg verläuft nicht in allen Muskeln gleich. Deutliche Unterschiede zeigen sich zwischen der Aktivität der Extensoren und Flexoren. Da es möglicherweise zu einer verringerten Amortisationsfähigkeit der Beinstreckmuskulatur kommt, würde das tendomuskuläre System zumindest teilweise seine elastische Eigenschaften verlieren (KOMI/HYVÄRINEN/GOLLHOFER/MERO 1986). Diese muskuläre Aktivitätsdysbalance kann das für eine optimale Gliedmaßenstabilisation erforderliche Stabilisierungsprinzip von aktiver Spannung und Gegenspannung beeinträchtigen. Instabilitäten und Ausweichbewegungen mit erhöhtem Risiko der Überbeanspruchung sind dann die Folge (HOTTENROTT/HOOS/SOMMER 2001).

In der Literatur findet man weitere wichtige geschlechtsspezifische Differenzen, die sich auf Stabilitätseigenschaften von Gelenken und Bändern beziehen. Weibliche Sexualhormone führen zu einer vermehrten Laxität der Bänder und einer verminderten neuromuskulären Kontrolle, was wiederum zu einer Reduktion der aktiven und passiven Kniestabilität bei Frauen führen kann (HEWETT 2000). Da Frauen zudem prozentual weniger Muskelmasse und mehr Körperfett als Männer vorweisen und damit trotz geringerem Absolutgewicht mehr energetisch auffallenden Ballast besitzen (FIESELER 2001), scheint eine zusätzliche Verminderung aktiver Mechanismen zur Stabilisierung der Gelenke in der Bewegung zu geben. Insbesondere bei längeren Belastungen kann dies möglicherweise prädisponierende Faktoren begünstigen, da sich das Bewegungsausmaß der Eversion, Tibiainnenrotation und der Hüftadduktion mit zunehmender Ermüdung vergrößert (DIERKS/DAVIS/MANAL/HAMILL 2005).

Für eine differenzierte Betrachtung der Gangbewegung war es von Vorteil, eine weitere Messgröße heranzuziehen. Diese sollte weniger den Verlauf des Abrollvorgangs, als vielmehr die absoluten Belastungen berücksichtigen. Mittels der Messgröße COP-Koordinaten bei Fmax sollte der Informationsgehalt der Druckverteilungsmessung vergrößert werden. Die Messgröße COP-Koordinaten bei Fmax sollte auch ein wesentliches Kriterium für die Aussage über den Einfluss des Geschlechts auf die räumliche Lastverteilung in medio-lateraler Richtung sein. Eine Verschiebung der Kraftbelastung in medialer Richtung hätte eine Medialisierung des Abrollvorgangs zur Folge, die einer verstärkten Pronation entsprechen kann.

Der Vergleich der COP-Koordinaten bei Fmax ergab keinen statistisch signifikanten Unterschied. Die Betrachtung der Mittelwerte dieser COP-Koordinaten deutete zwar an Differenzen im Abrollverhalten in der Lande- und Abstoßphase sowie auch im medialen und mittleren Vorfußbereich hin. Die geschlechtsspezifischen Unterschiede ließen sich jedoch nicht statistisch absichern. Folglich konnte durch die plantare Druckverteilungsmessung keine eindeutige Aussage über den Einfluss der Geschlechter auf den Abrollvorgang, vor allem auf seine Medialisierung aufgrund einer vermehrten Pronation bei Frauen, getroffen werden.

Anatomische Differenzen, die sich den Muskelapparat betreffend darstellen, führen bei Frauen zu einer geringeren Stabilität der Gelenke, was sich beispielsweise in einer größeren Pronationsbewegung und einer Medialisierung des Abrollvorgangs äußern kann. Auf den Zusammenhang zwischen den bestehenden Bewegungsmustern und einem pathologischen Befund weist die Literatur hin. Anhand der plantaren Druckverteilungsmessung untersuchten NAWATA/NISHIHARA/HAYASHI/TESHIMA (2005), inwieweit die Instabilität des Sprunggelenks das Gangbild beeinflusste. Die Resultate zeigten Unterschiede in der Pronations- und Supinationsbewegung zwischen gesunden Probanden und Probanden mit Instabilität des Sprunggelenks während des Gehens.

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass es zwar Unterschiede zwischen der männlichen und weiblichen Stichproben hinsichtlich der Abdruckphase des Abrollvorgangs gibt, allerdings sind diese Unterschiede nicht durchweg signifikant.

## **b) Maximalkraft (F<sub>max</sub>)**

Jahrelang ging man in der Lauschuhforschung davon aus, dass hohe vertikale Bodenreaktionskräfte beim Fersenkontakt (Impact Kräfte) die Entstehung von Überlastungsbeschwerden begünstigen. Nach CAVANAGH/HINRICHS/WILLIAMS (1980) und NIGG/BAHLEN/LUETHI/STOKES (1987) stand der Begriff der Stoßdämpfung in Zusammenhang mit der maximalen vertikalen Bodenreaktionskraft und deren zeitlichen Verzögerung sowie der Verringerung der maximalen Kraftanstiegsrate und deren Verzögerung.

Der Aufprall des Fußes auf den Boden bedeutet eine Stoßbelastung für den Körper, die über das Knie- und Hüftgelenk bis zum Kopf spürbar sein kann (MILANI/HENNIG 2002).

Anhand der Studie von DUFEK/BATES/STERGIOU/JAMES (1995), die die Reaktion auf eine erhöhte Stoßbelastung beim Fersenaufprall untersuchte, ergab sich, dass die Kompensation der Stoßbelastungen durch die muskuläre Dämpfung einem individuellen Bewegungsablauf mit großer Variationsbreite unterlag.

Nicht nur die Fußmuskulatur, sondern die Gesamtmuskulatur der unteren Extremität, sowie Knie-, Hüft- und Sprunggelenk sind für den körpereigenen Dämpfungsmechanismus verantwortlich.

Insgesamt hat die Muskulatur eine hohe Potenz bei der Reduktion von Stoßbelastungen. Auch wenn die absolute äußerliche Belastung gleich bleibt, kann durch eine veränderte Bewegung der unteren Extremität die Belastung umverteilt werden. Dies wiederum führt zu einer Verminderung der Belastung der einzelnen Gelenke (COLE/NIGG/VANDENBOGERT 1996). Nach DEWIT/DECLERQ/AERTS (2000) dient z.B. das flachere Aufsetzen des Fußes im Barfußlauf dazu, den Druck unter der Fußsohle zu vermindern. Zusätzlich sollen die Regelmechanismen des neuromuskulären Systems die Belastungen

für Gelenke, Bänder, Knochen und Muskeln durch Vibrationen und Stoßkräfte minimieren (NIGG 2001).

Die vorliegenden Ergebnisse sollten Aufschluss über geschlechtsspezifische Unterschiede bezüglich der Maximalwerte der vertikalen Bodenreaktionskraft während des Abrollvorgangs im Gehen geben. Die Maximalkraft gibt die Summe aller einwirkenden Kräfte in der Maske während eines Abrollvorgangs wieder, sowohl in Bezug auf den gesamten Fuß als auch in den einzelnen Maskenfeldern (s. Kapitel 2.2.4.3).

Weder bei Betrachtung der Gesamtmaske noch der Rückfußmasken *M1* und *M2* lassen sich geschlechtsspezifische Differenzen erkennen.

Dieses Ergebnis ist unter Umständen einerseits auf adaptives Laufverhalten der Probanden zurückzuführen, um Druckspitzen im Fersenbereich beim Fersenaufsatz zu vermeiden. Unbestritten ist in diesem Zusammenhang die Bedeutung der Sensibilität der Fußsohle, so dass durchaus angenommen werden kann, dass darüber afferente Signale angenommen werden können, um Bewegungsmuster zu steuern. Andererseits ist das verwendete Messsystem für Aussagen bezüglich der Bodenreaktionskraft mit seiner eingeschränkten zeitlichen Auflösung begrenzt. Möglicherweise konnten deshalb einige Zusammenhänge nicht festgestellt werden.

NIGG (2001) sieht die Ursache der Diskrepanz zwischen den unerwarteten Ergebnissen nicht in der Methode, sondern in einem rein physiologischen Phänomen. NIGG vermutet, dass die gemessenen Bodenreaktionskräfte ein Ereignis individueller Kompensationsmechanismen darstellen. Das Individuum ist also in der Lage, unterschiedliche Rahmenbedingungen neuromuskulär zu kompensieren, so dass der gemessene Output zu ähnlichen Resultaten führt. Nach NIGG muss auch der Begriff Dämpfung neu überdacht werden. Mit ihm soll nicht die Reduktion der Kraftspitzen in Verbindung gebracht werden, sondern die Verringerung kompensatorischer Muskelaktivität und einer damit zu verrichtenden Arbeit. Dämpfungseigenschaften werden nicht auf Verletzungsprophylaxe ausgerichtet, sondern auf die Beeinflussung von Arbeit,

Ermüdung und Komfort. Die Dämpfung soll mit dem Ausmaß der erforderlichen neuromuskulären Aktivität quantifiziert werden (NIGG 2001).

Die Maske *M4* bildet den medialen Mittelfußbereich ab. Betrachtet man die Anatomie des Fußes, so ist zu erkennen, dass in diesem Bereich des medialen Längsgewölbe die Läufer und die Läuferinnen wenig Bodenkontakt haben. Folglich sind in diesem Maskenfeld die gemessenen Maximalkraftwerte stets niedrig. Dieses Ergebnis kann anhand der Aussage von GRUNDY/BLACKBURN/TOSH/SMIDT/MCLEISH (1975) untermauert werden, der auf eine allgemeine Übereinstimmung hindeutet, dass im Gehen der Mittelfuß nur eine kleine Rolle bei der Lastenverteilung spielt.

Die *M3* (lateraler Mittelfußbereich) weist bei den Läufern einen signifikant höheren Wert  $F_{max}$  auf. Möglicherweise ist diese Differenz der Lastverschiebung Richtung lateraler Mittelfuß dem Einfluss des unterschiedlichen Bewegungsablaufs zuzuschreiben, der den Bremsweg verlängern kann. Beim Rückfußlaufen erfolgt der erste Bodenkontakt bei Dorsalflexion des Fußes. Anschließend wird der Fuß über den lateralen Fußrand, den Kleinzehenballen zum Großzehenballen abgerollt.

Bei den Läuferinnen kam es zur Verschiebung der  $F_{max}$  in den medialen Vorfußbereich (*M7*). Hier fand sich bei den Läuferinnen ein signifikant höheres Ergebnis für den  $F_{max}$ -Wert. Dieses Ergebnis weist auf eine prolongierte Pronationsbewegung in der Abdruckphase und wird durch die Ergebnisse der Messgröße FTI in *M7* und aufgrund der COP-Werte bestätigt.

Allgemein kann zusammengefasst werden, dass nur wenige Maskenregionen geschlechtsspezifische Unterschiede zeigen. Die vorliegenden Ergebnisse spiegeln sich in den Erfahrungen der anderen Autoren wider, die die Thematik der geschlechtsspezifischen Unterschiede erforscht haben.

In ihrer Untersuchung hinsichtlich des geschlechtsspezifischen Einflusses auf das Ausmaß der Bodenreaktionskraft in der Gangbewegung beschäftigten sich CHAO/LAUGHMAN (1983). Ihre Ergebnisse zeigten, dass sowohl das Alter als auch das Geschlecht keinen signifikanten Einfluss auf die Kraftbelastungen

während der Gangbewegung hatten. Bestätigt wurden diese Ergebnisse durch SCHNEIDER/CHAO (1983). Auch KELLER/WEISBERGER/RAY/HASAN/SHIABI/SPENGLER (1996) konnten keine geschlechtsspezifischen Unterschiede der Bodenreaktionskräfte beim Gehen nachweisen.

VON TSCHARNER/GOEPFERT (2003) konnten jedoch zeigen, dass Frauen und Männer unterschiedliche muskuläre Aktivierungsmuster vorweisen, anhand derer in 95% der Fälle das Geschlecht korrekt identifiziert werden kann.

Insgesamt zeigt die Messgröße  $F_{max}$  nur wenig geschlechtsspezifisch signifikante Differenzen. Dennoch weisen die vorliegenden Daten und daraus resultierende unterschiedliche Bewegungsmuster auf die möglichen Neigungen zu spezifischen laufassoziierten Erkrankungen. Die Läuferinnen könnten aufgrund einer verstärkten Belastung des medialen Vorfußbereichs und einer verstärkten Pronationsneigung zu spezifischen Laufbeschwerden der medialen Seite der unteren Extremität wie z.B. dem Tibialen-Stress-Syndrom, sowie der Achillessehne neigen. Für Läufer mit höherer Belastung des lateralen Mittelfußbereichs wären die Beschwerdebilder der lateralen Seite der unteren Extremität wie z.B. Tendinitiden der Peronealsehnen, sowie der plantaren Fasciitis möglich (MCKENZIE/CLEMENT/TAUNTON 1985; CHANDLER/KIBLER 1993).

Einen anderen Ansatz beschreiben KRAMPLA/MAYRHOFER/MALCHER/KRISTEN/URBAN/HRUBY (2001). Sie konnten nachweisen, dass die kurzen Kraftspitzen, die beim Laufen auftreten, keinen Schaden an der Knochen- und Knorpelmatrix gesunder Läufer provozierten.

Allgemein kann geschlossen werden, dass die passiven Bodenreaktionskräfte beim Fersenkontakt an Brisanz verloren haben, zumal die in der aktiven Phase des Bodenkontakts auftretende Kräfte zum Zeitpunkt des Fußabdruckes größer sind, als die passiven Kräfte zum Zeitpunkt des Stoßabsorption (REINSCHMIDT/NIGG 2000).

### c) Kraft-Zeit Integral (FTI)

Druckverteilungsmessungen eignen sich nicht nur zur Erfassung von Druckspitzen unter dem Fuß. Durch Veränderungen der relativen Lastenverteilung kann festgestellt werden, welchen Einfluss verschiedene Faktoren auf das Aufsetz- und Abrollverhalten haben.

Nach NIGG (2001) können sowohl die Geometrie von Fuß und Bein, als auch die Beweglichkeit von Knie und Sprunggelenk das Gangbild modifizieren, und somit Einfluss auf eine mögliche Veränderung der Lastverteilung nehmen. Dies wurde in den folgenden klinischen Untersuchungen deutlich.

In diesem Zusammenhang wurde die Messung der plantaren Druckverteilungsmessung dazu genutzt, indirekt Aufschluss über bestehende Bewegungsmuster zu ermöglichen.

BERTSCH/ROSENBAUM/CLAES (2001) zeigten, dass bei einer axialen Belastung des Unterschenkels die Lage des oberen Sprunggelenks Einfluss auf die plantare Lastverteilung hatte. Folglich konnten Änderungen der Gelenkstellung im subtalaren Gelenk zu Änderungen der medio-lateralen Lastverteilung unter dem Fuß führen. Die Ergebnisse aus der prospektiven Studie von WILLEMS/DECLERCQ/DELBAERE/VANDERSTRAETEN/DECOCK/WITVROUW (2006) bestätigten diese Vermutung. Aus den Resultaten ließ sich bei Studenten, die in den Folgejahren eine Überlastungsverletzung der unteren Extremität erlitten, sowohl eine vergrößerte Pronation als auch eine Medialisierung der Abrollbewegung feststellen.

In der vorliegenden Untersuchung konnten die genannten klinischen Untersuchungen durch die plantare Druckverteilungsmessung bestätigt werden. Insbesondere mit Hilfe der relativen Lastverteilung (FTI), die unabhängig von Körpergewicht und Laufgeschwindigkeit ist, konnte eine Aussage über die Medialisierung des Abrollvorgangs bei Frauen als Ausdruck einer vermehrten Pronationsbewegung getroffen werden.

Die Untersuchung stützte sich auf die Einteilung der Fußsohle in sieben Maskenfelder. Den Ausführungen des Methodikteils entsprechend wurde der Parameter Kraft-Zeit Integral sowohl in sieben Einzelmasken als auch in verschiedenen Maskengruppierungen betrachtet. Diese fassten einerseits die Masken von Vor-, Mittel- und Rückfuß zusammen, andererseits wurden sie je nach Belastungsverlagerung medial und lateral zur Auswertung herangezogen.

Bei der Betrachtung der FTI-Daten haben beide Probandengruppen sowohl in der Vorfuß- als auch in der Rückfußzone die höchsten Werte erbracht, wobei hier der Vergleich nicht statistisch signifikant ausfiel. Die FTI-Werte in der Mittelfußzone waren deutlich geringer, wobei der Vergleich zwischen den Läufern und Läuferinnen statistisch signifikant war. Dies zeigte auf eine höhere relative Belastung der Mittelfußregion bei Männern hin. In *M3-M5* und *M7* fielen die statistischen Vergleiche signifikant aus. Bei den Läufern ergaben sich in *M3-M5* größere FTI-Werte. Die Betrachtung dieser Fußregionen könnte darauf hinweisen, dass Männer einen erhöhten Stabilitätsbedarf haben und deshalb möglicherweise länger im Mittelfußbereich verweilen (SOAMES/CLARK 1985). Übereinstimmend mit der  $F_{max}$  ließ sich bei Frauen in *M7* eine Verschiebung der Belastung (FTI) auf die mediale Vorfußseite feststellen. Da beim Gehen von Bodenkontakt zu Bodenkontakt sowohl eine in Gehrichtung als auch eine seitliche Verschiebung des Körperschwerpunkts erfolgt, überrascht eine verstärkte Lastkonzentration der medialen Vorfußstrukturen nicht. Die Betrachtung des Kraft-Zeit Integrals unterhalb der anatomischen Strukturen weist deutlich auf einen kräftigen Einsatz des mittleren und medialen Vorfußes hin. In dieser Fußregion sind es nicht nur die maximalen Kraftspitzen, sondern auch die Dauer der Belastung, die das Abrollverhalten des Individuums beeinflussen, vor allem wenn die Schmerzgrenzen überschritten sind (SOAMES 1985).

Der Vergleich der lateralen und medialen Maske der Geschlechter ergab einen signifikanten Unterschied. Die weiblichen Themen wiesen eine relative Mehrbelastung im medialen FTI: es konnten geschlechtsspezifische Unterschiede im Einfluss auf die Messgröße FTI festgestellt werden. Vor dem

Hintergrund der prospektive Studie von WILLEMS/DECLERCQ/DELBAERE/VANDERSTRAETEN/DECOCK/WITVROUW (2006), wies dieses Ergebnis darauf hin, dass Überlastungsbeschwerden aufgrund einer vergrößerten Pronation in Zusammenhang mit einer vermehrten Druckbelastung unter der medialen Fußsohle auftreten können.

Die Erwartung, dass der Abrollvorgang bei Läufer und Läuferinnen unterschiedlich verlief, konnte mittels FTI bestätigt werden. Bei der Betrachtung der medialen Fußseite fiel ein signifikanter Unterschied für die Messwerte *FTI medial* aus, d.h. Läuferinnen rollten medialer ab als Läufer. Dies deutete auf eine vermehrte Pronationsbewegung bei Läuferinnen hin.

Zum Teil einen anderen Ansatz beschreibt HENNIG (2001): neben einer vermehrten Pronation der weiblichen Stichprobe konnte er zeigen, dass Frauen höhere relative Mittelfußbelastungen vorweisen (% Gesamt-FTI), Männer hingegen höhere relative Rückfußbelastungen (% Gesamt-FTI). Die Diskrepanz lässt sich seiner Meinung nach durch einen verstärkten Einbruch des Längsgewölbes bei den Frauen erklären. Die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung konnten diese Theorie nur teilweise bestätigen. Die Summe der medialen Masken und die Betrachtung der Einzelmasken deuteten zwar auch auf eine Medialisierung des Abrollvorgangs als Ausdruck der vermehrten Pronation bei Frauen hin. Jedoch zeigten sich bei dem relativen Kraft-Zeit Integral (FTI) der Rückfußmasken der Probanden keine statistisch signifikanten Unterschiede, während die FTI-Werte im Mittelfuß auf eine höhere relative Mittelfußbelastung bei den Männern hinweisen.

Möglicherweise erschwerten die großen Variabilitäten der Pronationsbewegung der plantaren Druckverteilung zwischen den Probanden eine Klassifizierung des Laufstils über die Druckmessung. Insbesondere für die medio-lateralen Verteilungsmuster spielte zudem die zeitliche und räumliche Auflösung des Systems eine wesentliche Rolle. Vor allem die räumliche Auflösung des verwendeten Messgeräts war möglicherweise nicht sensitiv genug, um die bestehenden Gruppendifferenzen darzustellen.

### 4.3.2 Pronationsbewegung im Abrollvorgang

Ein wichtiger Pfeiler der Laufschuhforschung basiert auf der Annahme, dass eine exzessive oder prolongierte Pronation<sup>3</sup> als Ursache für viele Überlastungsbeschwerden und Verletzungen verantwortlich ist. In einer Studie von McCCLAY (2000) wurden verschiedene Variablen von Normalläufern und Pronierern verglichen, darunter auch der Einfluss des Laufstils auf laufspezifische Verletzungen. 67% der Pronierer waren verletzt und nur 11% der Normalläufer. Hingegen sehen HRELJAC/MARSHALL/HUME (2000) keinen Zusammenhang zwischen Verletzungen und Pronation. Sie kommen teilweise zu widersprüchlichen Ergebnissen im Vergleich zu der Studie von McCCLAY (2000). HRELJAC/MARSHALL/HUME (2000) geben ein tendenziell größeres Pronationsausmaß in der gesunden Gruppe an, wobei unklar bleibt, ob die Unterschiede bei den Verletzten Ausdruck eines Kompensationsmechanismus darstellen.

Die in der vorliegenden Studie ermittelte Medialisierung des Abrollvorgangs als möglicher Ausdruck der vergrößerten Pronationsbewegung bei Läuferinnen, könnte mit der Entstehung von Achillessehnenbeschwerden in Verbindung gebracht werden. Nach NIGG/LÜTHI (1980) wird die Zugkraft beim Abstoß in der Achillessehne größer. Wenn nun der Verlauf der Achillessehne in der Abstoßphase nicht geradlinig ist, können Reibungseffekte im Gewebe um die Achillessehne auftreten. Diese können sich in Form von Entzündungen mit entsprechenden Beschwerden manifestieren. Vor dem Hintergrund der vorliegenden Ergebnisse konnte diese Aussage durch die Arbeit von FREY/THOMPSON/SMITH/SANDERS/HORSTMANN (1993) untermauert werden. In dieser wurden anatomische Differenzen zwischen Mann und Frau charakterisiert, die möglicherweise auch zu einer vermehrten Pronation bei Frauen führten. Die Achillessehne war schmaler und im Vergleich zum Vorfuß hatten Frauen eine schmalere Ferse.

---

<sup>3</sup> Der Begriff der „Pronation“ wird im Anhang definiert.

Einen anderen Ansatz beschrieben GRAU/BAUR/HORSTMANN (2003). Sie stellten fest, dass ein mehr an Pronation nicht automatisch ein größeres Risiko von Beschwerden bzw. Verletzungen im Laufsport bedeutet. Oft ist sogar das Gegenteil der Fall. Dies konnte auch nach Aussage von MAYER/GRAU/BÄUERLE/BECK/KRAUSS/MAIWALD/BAUR (2000) bestätigt werden. Sie wiesen darauf hin, dass viele Läufer mit großem Pronationsausmaß gar nicht von Achillessehnenbeschwerden betroffen waren.

Zudem wurden in der Literatur andere Faktoren diskutiert, die die Entstehung dieses Beschwerdebildes begünstigten. Zu den häufigsten gehörten Überbeanspruchung und Überbelastung der Achillessehne durch hohe Trainingsintensität (CLEMENT/TAUNTON/SMART 1984; BIEDERT 1991; LOHRER 1991).

NIGG (2001) stellt im Bereich der Pronationsbelastung eine vergleichbare These auf wie im Bereich der Stoßbelastung. Das körperliche System benötigt ein bestimmtes Maß an Fußbewegung im Sinne von Pronation, um die Muskulatur derart einzustellen, dass während des Bodenkontaktes ein konstantes Bewegungsmuster gewährleistet ist.

#### **4.3.3 Pronationskontrolle durch den Schuh**

Trotz widersprüchlicher Forschungsergebnisse möglicher Pathomechanismen bei der Entstehung von Überlastungsbeschwerden wurde die Bewegungskontrolle und Steuerung der Rückfußbewegung durch den Schuh unter Verwendung verschiedener Einflussmechanismen vielfältig untersucht: neben einer Modifikation der Zwischensohlenhärte wurde der Einfluss unterschiedlicher Fersenabschrägungen und Fersenkappen auf den Bewegungsablauf geprüft. Darüber hinaus wurde mit Variationen der Mittelsohlenneigung und der Verwendung von Längsgewölbestützen gearbeitet.

Eine weitere Studie, die die Effektivität von Frauenlaufschuhen auf die Rückfußbewegung untersucht hatte, konnte zwar nachweisen, dass neben dem Geschlecht auch der Schuh Veränderungen verschiedener Messgrößen der

Rückfußbewegung bewirkt. Die Geschlechtstypisierung der Schuhe hatte dabei jedoch keinen Einfluss (HENNIG 2001).

Es kann gefolgert werden, dass die Rolle der Pronationsbewegung und die Notwendigkeit ihrer Kontrolle durch den Schuh, insbesondere im Hinblick auf Frauen, noch nicht endgültig geklärt ist.

#### **4.3.4 Zusammenfassung der Diskussion der Messgrößen (barfuß/Emed)**

Trotz jahrelanger Auseinandersetzungen mit der Thematik der Bodenreaktionskräfte ist der gesundheitlich negative Einfluss der Impact-Kräfte nicht gesichert. Es konnte weder theoretisch, experimentell noch epidemiologisch nachgewiesen werden, dass hohe vertikale Kräfte bei der Entstehung von Überlastungsschäden eine Rolle spielen (NIGG 2001). Mehr noch, die positive Wirkung von Impactkräften auf die Knochendichte wurde insbesondere vor dem Hintergrund der Verminderung des Osteoporose-Risikos bei Frauen als positiv gewertet (REINSCHMIDT/NIGG 2000). Überdies wiesen SEGESSER (1976) und NIGG/COLE/BRÜGGEMANN (1995) darauf hin, dass der Mensch die Bodenreaktionskräfte benötigt, um für die Bewegung einen adäquaten sensorischen Input zu erzeugen.

Wie in der Einführung dargestellt, soll die vorliegende Studie einen Beitrag zur wissenschaftlichen Erforschung des Sportschuhs im Sinne einer Verletzungsprophylaxe leisten, mit dem Ziel die auftretende Kraftspitzen räumlich zu verteilen und damit zu reduzieren. Allerdings lässt sich die Dämpfungsthematik der geschlechtsspezifischen Empfehlung für eine frauenspezifische Laufschuhkonzeption mit den Ergebnissen der vorliegenden Studie nur ansatzweise lösen, da sich während der Untersuchung im Hinblick auf biomechanische, trainingsspezifische und anthropometrische Messgrößen nur wenig statistisch gesicherte geschlechtsspezifische Differenzen darstellen ließen.

#### **4.3.5 Diskussion der Ergebnisse- In-Schuh-Druckverteilungsmessung (Pedar)**

***Fragestellung 2: Gibt es statistisch signifikante Unterschiede im Abrollvorgang im Laufen zwischen gesunden Läufern und Läuferinnen?***

Der Einfluss von Sportschuhen auf die Art und Häufigkeit von Sportverletzungen steht seit Jahren im Interesse der biomechanischen Forschung. Die Forschungsergebnisse beweisen allerdings bis heute den Zusammenhang zwischen der Konstruktion des Laufschuh und der Häufigkeit der Verletzungen auf wissenschaftlicher Ebene nicht. Dennoch resultiert aus den Ergebnissen zahlreicher Studien mit einer hohen Wahrscheinlichkeit, dass durch die Begrenzung einer exzessiver Rückfußbeweglichkeit und durch eine verbesserte Dämpfung des Laufschuhs die Häufigkeit von Verletzungen reduziert werden kann (HENNIG/MILANI 2000).

Viele Untersuchungen haben gezeigt, dass der Einsatz unfunktionaler Schuhe durch andauernde Überbeanspruchung einen wesentlichen Anteil an chronischen Schäden am aktiven und passiven Bewegungsapparat hat (CHESKIN/BATES/SHERKIN 1987; CHEN/NIGG/DEKONING 1994; STÜSSI/STACOFF/LUCCHINETTI 1993). Nach VAN MECHELEN (1992) erlitten jährlich 37-56% der Läufer eine Verletzung. Daher wird in der Schuhforschung nicht nur ein positiver präventiver Effekt angestrebt, um den Auftritt von Beschwerden zu verhindern, sondern wird auch versucht, bestehende Beschwerdebilder zu korrigieren. Nach GRAU/BAUR/HORSTMANN (2003) wurden von Beginn an zwei Aspekte in den Blickpunkt der Untersuchungen gestellt: Das Verhindern von zu starker Pronation und zu starkem Fersenaufprall beim Laufen in Joggingschuhen.

Als modulierender Faktor, der die Verbindung zwischen Fuß und Laufuntergrund darstellt, dämpft der Laufschuh nicht nur die Stoßbelastungen, sondern er trägt zu einer günstigen Druckverteilung während der Stützphase bei. Lange Zeit wurde die Dämpfung als wichtigstes Kriterium eines Laufschuhs hingestellt. Allerdings wurde eine übermäßige Dämpfung von verschiedenen Autoren kritisch beurteilt (ROBBINS/HANNA 1987; ROBBINS/GOUW/HANNA 1989). Zu weiche Schuhsohlen erhöhten die Instabilität und wirkten sich nachteilig auf die Tiefensensibilität der Rezeptoren in Sehnen, Gelenken und Muskeln aus.

Neuere Untersuchungen zeigten, dass die entscheidende Eigenschaft eines Laufschuhs nicht die Dämpfung der Stoßbelastungen, sondern die Stützung und Führung des Fußes bei der Abrollbewegung ist (NIGG/MACINTOSH/MESTER 2000). Die Stützreaktion, d.h. die schnelle Anpassungsfähigkeit in der Stützphase, wird bei weichen Sohlen beeinträchtigt.

Die Belastungen, die auf Knochen, Gelenke, Bänder und Muskulatur wirken, sind unterschiedlich und werden von jeder Lauftechnik sowie dem Ausmaß der Pronations-, Supinations- oder Torsionsbewegung des Fußes während des Bodenkontakts in der Lande- bis Abstoßphase beeinflusst. Vor diesem Hintergrund ist die schuhtechnische Stützung der Abrollbewegung für jeden Laufstil bedeutsam. Besonders wichtig ist die Stützung beim Fersenlauf, da etwa 45% der Läufer in der Stützphase zur Überpronation neigen (HOTTENROTT/HOOS/SOMMER 2002). Diese Läufergruppe benötigt einen stabilen Laufschuh, der sich durch eine starke Stützfunktion und gegen ein starkes Einknicken des Fußes auszeichnet.

Zudem wird von jedem Sportler insbesondere die schuhtechnische Stützung des natürlichen Abrollvorgangs sehr hoch eingeschätzt (KLEINDIENST 2003). MILANI/KIMMESKAMP/HENNIG (1997) konnten in Erfahrung bringen, dass bei Schuhen, die das Abrollverhalten gut unterstützten, die Dämpfung ebenfalls gut beurteilt wurde, weitgehend unabhängig von den tatsächlichen mechanischen Sohleneigenschaften.

Zur Erfassung der Bodenreaktionskräfte in der Laufbewegung bedienten sich zahlreiche Studien der Kraftmessplatten. Im Gegensatz zur der 2-D Videoanalyse gab es bei den Kraftmessungen auf der Plattform keine methodischen Fehler bzw. Hautartefakte, die die Validität der Messdaten prinzipiell in Frage stellten. Dennoch fiel auf, dass auch über die Ergebnisse dieser Messungen nur dann überwiegend eindeutige Aussagen gemacht werden konnten, wenn sie barfuß durchgeführt wurden. Da der Schuh dem Fuß durch seine relative Unflexibilität bestimmte Bewegungen aufzwingt, lassen Schuhe den Abrollvorgang messtechnisch gleichförmiger erscheinen. Für klinisch relevante Aussagen sind die zusätzliche Druckmessung im Schuh und die gleichzeitige dreidimensionale Kinematographie erforderlich.

Da gleichzeitig das Auftreten von Überlastungsschäden mit der direkten lokalen Belastung des Fußes zusammenhängt, können die Kräfte möglicherweise besser durch die Messung der Druckverteilung erfasst werden (HENNIG/MILANI 2000). Anhand der Ergebnisse seiner Studie, die die Belastung über druckaufnehmende Einlegesohlen (HENNIG/MILANI 1995) direkt unter der Fußsohle ermitteln konnten, war es zu überprüfen, welchen Einfluss unterschiedliche Schuhe auf die Druckbelastungen vermitteln. Die Autoren stellten fest, dass verschiedene Schuhe zu unterschiedlichen maximalen Druckbelastungen in den einzelnen anatomischen Masken des Fußes führen. In ihrer Studie ist zu lesen, dass der härtere Schuh zwar ein kleineres erstes Kraftmaximum bewirkt, der Maximaldruck unter der Ferse und die maximale Kraftanstiegsrate jedoch positiv mit dem Härtegrad der Zwischensohle korrelieren. Die Autoren vermuten demnach, dass die weichere Zwischensohle den Druck besser auf den Mittelfußbereich verteilt (HENNIG/VALIANT/LIU 1996). Auch andere Autoren konnten die Effekte verschiedener Materialien darstellen. LAKE/LAFORTUNE/VALIANT (1994) zeigten, dass weichere Schuhe geringere Druckmaxima und Druckanstiegsraten mit sich bringen.

In der vorliegenden Studie war zu erwarten, dass die Druckverteilungsmessung im Laufschuh eine örtlich sinnvolle und genaue Analyse von Belastungsmustern des Fußes ermöglicht.

Die relative Lastverteilung (FTI), die unabhängig von Körpergewicht und Laufgeschwindigkeit ist, die COP-Positionierung in der Abstoßphase und die Maximalkraft sollten Aufschluss über geschlechtsspezifische Unterschiede in der Abrollbewegung während des Laufens im Schuh geben.

Die Ergebnisse, die mittels des Neutralschuhs („Skylon“ der Firma *NIKE*) mit der Pedar-Messsohle ermittelt wurden, weisen nur wenige signifikante Unterschiede auf. Bei der Betrachtung der Einzelmessungen für  $F_{max}$  und FTI ergab sich nur im lateralen Mittelfußbereich ( $M3$ ) ein signifikanter Unterschied bei den Läufern. Im Vergleich zu Frauen zeigen die Ergebnisse der COP-Koordinaten bei  $F_{max}$  bei Männern eine Signifikanz, d.h. es kam zu einer Modifikation des Abrollvorgangs bei beiden Probandengruppen.

Bei der näheren Betrachtung der Daten y-Achse in anterior-posterior Richtung ergibt sich, dass die Frauen mit dem anterioren Teil der Ferse während des Bodenkontaktes abrollen und den Absprung auf der Metatarso-phalangeal-Ebene durchführen.

Das, bei den Läuferinnen festgestellte, tendenziell größere FTI medial und die Signifikanz der Positionierung der COP-Koordinaten bei  $F_{max}$  in medialer Richtung lassen auf eine Medialisierung des Abrollvorgangs der Frauen schließen.

Für die Stabilität des Sprunggelenks spielt das Ausmaß von Pro- und Supinationsbewegung eine wichtige Rolle. Systematische Erhöhung des Pronationswinkels bewirkt eine vergrößerte Aktivität in den Beinextensoren, während gleichzeitig in den Flexoren eine Reduktion zu beobachten ist. Dies kann zu einseitiger Beanspruchung führen. Nur bei optimaler Balance von Pro- und Supinationsamplitude werden Muskeln, Gelenke und Bänder physiologisch belastet und Überlastungen vermieden (KOMI/HYVÄRINEN/GOLLHOFER/KVIST 1993).

Bei den Läufern deuteten das tendenziell größere FTI lateral und die Signifikanz von *M3* FTI auf eine höhere und längere Belastung der lateralen Fußsohle hin. Der Abrollvorgang der Männer, der zu einem signifikanten Unterschied in den in der *M3* gemessenen Werten  $F_{max}$  führt, weist auf eine Lastverteilung mittels der Supinationsbewegung nach dem Bodenkontakt hin. Der signifikant höhere Wert  $F_{max}$  stimmt ebenso mit der Aussage von STOTT/HUTTON/STOKES (1973) überein, der konstatierte, dass gewichtigere Individuen dazu neigen, das Gewicht auf die laterale Seite des Fußes zu verlagern.

Zur Beurteilung der Dämpfungseigenschaften wurde die zum Körpergewicht normierte vertikale Bodenreaktionskraft in den Masken *M1* und *M2* herangezogen. Kein Zusammenhang ergab sich zwischen den Bodenreaktionskräften in der Landungsphase und dem Einfluss der Dämpfungseigenschaften der Sohle auf die Belastung der männlichen und weiblichen Probanden in den Masken *M1* und *M2*. Es konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen den Geschlechtern in der Größe der ersten Kraftspitze in der Anfangsphase des Abrollvorgangs nachgewiesen werden.

Vor diesem Hintergrund sollte man diskutieren, ob die Messgröße  $F_{max}$  genug aussagekräftig zur Bestimmung der Belastung auf den Körper in der Landphase war. In ihrer Untersuchung bezüglich der unterschiedlichen Härte der Zwischensohle konnten CLARKE/FREDERICK/HAMILL (1983) keine Unterschiede zwischen verschiedenen harten Schuhen in der Größe der Vertikalkraft beim ersten Bodenkontakt nachweisen. Da der passive Impact vornehmlich durch die Art des Fersenaufsatzes bestimmt wird, charakterisieren sie diese Messgröße zur Bestimmung von Belastung als ungeeignet.

HENNIG/VALIANT/LIU (1996) hingegen fanden für Schuhe mit harten Zwischensohlen niedrigere erste Kraftspitzen als für Schuhe mit weichen Zwischensohlen. Dieses Ergebnis ist auf das adaptive Laufverhalten der Probanden zurückzuführen, um Druckspitzen beim Fersenaufsatz zu vermeiden. Unter diesem Gesichtspunkt stellt die erste Kraftspitze eine aussagekräftige Variable dar, dass sie indirekt die Art des Fersenaufsatzes und damit auch den Laufstil mitcharakterisiert. Unter der Voraussetzung, dass ein

Läufer den Fuß immer in der gleichen Position den ersten Bodenkontakt hat, könnte die erste Kraftspitze als Messgröße zur Bestimmung von Belastung herangezogen werden (NIGG 1986).

Überdies wird nach NIGG/STEFANYSHYN/COLE/STERGIOU/MILLER (2003) die Dämpfung nicht mehr mit den Messplatten quantifiziert, sondern mit dem Ausmaß der erforderlichen neuromuskulären Aktivität. Die Autoren stellten dar, dass die Änderung der Ferseneigenschaften eines Laufschuhs die muskuläre Aktivität verschiedener Muskeln vor dem ersten Bodenkontakt subjekt- und muskelspezifisch modifiziert.

WAKELING/PASCUAL/NIGG (2002) verwendeten zunächst ein Oberflächen-EMG zur Darstellung modifizierter muskulärer Aktivitäten bei Verwendung verschiedener in der Härte des Materials unterschiedlicher Schuhe. Sowohl die Intensität, als auch das Verhältnis zwischen tiefen und hohen Frequenzen des EMG zeigten schuh-, subjekt- und muskelspezifische Unterschiede. Es konnte gezeigt werden, dass verschiedene Materialien die muskuläre Aktivität vor der Landephase beeinflussen. Vor dem Hintergrund dieser neuen Erkenntnisse sollte der Informationsinhalt der Gang- und Laufanalysen mit neuen Messgrößen unterstützt und erweitert werden.

Die Betrachtung der vorliegenden Messergebnisse im Schuh ließ erkennen, dass der Vergleich des Abrollverhaltens der Läufer und Läuferinnen insgesamt wenig signifikante Unterschiede aufwies. Da das Tragen des gleichen Prototypschuhs zu einer Angleichung im Abrollverhalten der Probanden führen konnte, ließ folgern, dass das Messsystem aufgrund eingeschränkter Auflösung nicht in der Lage war, kleinere Differenzen zu messen. Schuhe lassen den Abrollvorgang, zumindest messtechnisch, gleichförmiger erscheinen. Der Schuh zwingt dem Fuß durch seine relative Unflexibilität bestimmte Bewegungen auf. Ebenso wurde bereits von KOMI/GOLLHOFER/SCHMIDTBLEICHER/FRICK (1987) interpretiert, dass das neuromuskuläre System versucht, mit geänderter Aktivität die muskulären Eigenschaften so zu ändern, dass die Belastungsbedingungen konstant gehalten werden können. Dies könnte zum Teil erklären, warum physikalische

Aufpralltests mit Schuhen nicht benutzt werden können, um verlässliche Voraussagen über Belastungsbedingungen in realen Laufsituationen machen zu können (KOMI/HYVÄRINEN/GOLLHOFER/KVIST 1993).

Sowohl in den erbrachten Ergebnissen der relativen Lastverteilung, die sich überwiegend nur tendenziell darstellen ließen, als auch in der Berücksichtigung der Werte der Maximalkraft in den Einzelmessungen und gesamt, zeigten sich nur wenig signifikante Unterschiede. Das Ergebnis deutete darauf hin, dass beide Gruppen, männlich und weiblich, ein ähnliches Abrollverhalten im Schuh vorweisen.

Übereinstimmend dazu konnten KELLER/WEISBERGER/RAY/HASAN/SHIABI/SPENGLER (1996) auch keine geschlechtsspezifischen Unterschiede der Bodenreaktionskräfte zwischen männlichen und weiblichen Probanden beim Laufen nachweisen. Hingegen beschrieben ENG/FEWSTER (1997) Geschlechtsunterschiede von 20% (Männer > Frauen) in einer Messung, die bei einer Sprintbewegung durchgeführt und mit druckaufnehmenden Einlegesohlen im Schuh gemessen wurde. HENNIG (2001) und STEFANNYSHN/STERGIOU/NIGG/ROZITIS/GOEPFERT (2003) konnten eine vermehrte Pronationsbewegung bei weiblichen Läuferinnen nachweisen. Den unterschiedlichen funktionalen Abrollvorgang der Geschlechter vermuteten CLEMENT/TAUNTON/SMART (1984) und MAYER/GRAU (1999) als mögliche Ursache für unterschiedliche Beschwerdebhäufigkeiten zwischen Männern und Frauen. Allerdings konnten sie in ihrer Untersuchung überraschend keine geschlechtsspezifischen Differenzen im Abrollvorgang feststellen.

Bezüglich der vorliegenden Ergebnisse der In-Schuh-Druckverteilungsmessung konnte keine eindeutigen Aussagen über die geschlechtsspezifischen Unterschiede des Abrollvorgangs im Laufen (im Schuh) und deren Einfluss auf die Empfehlung für eine geschlechtsspezifische Laufschuhkonzeption getroffen werden. In Anbetracht der Tatsache, dass es jedoch in der Druckverteilungsmessung im Gehen (barfuß) signifikante Unterschiede im

Abrollverhalten gab, ist es von Bedeutung, diese in der Herstellung frauenspezifischer funktioneller Laufschuhen zu berücksichtigen. Trotz zum Teil widersprüchlicher Untersuchungsergebnisse wird die Laufschuhkonzeption auf der Annahme beruhen, dass Stoßbelastungen zu reduzieren und eine vermehrte Pronation zu vermeiden sind.

#### **4.3.6 Zusammenfassung der biomechanischen Messung (In Schuh-Messung/Pedar)**

Über viele Jahre dominierte in der Sportschuhforschung die Ansicht, dass insbesondere durch eine Verbesserung der Dämpfung das Vorkommen laufspezifischer Verletzungen reduziert werden kann. Ähnliches gilt für die Pronationskontrolle. Eine übermäßige Pronation wurde in Zusammenhang mit Knie- und Fußbeschwerden gesehen, da über die Kopplung zwischen Fuß und Tibia mit Talus als Schaltknochen beide Bewegungen sich gegenseitig beeinflussen (REINSCHMIDT/NIGG 2000).

Die Passform trat angesichts der Fokussierung auf Dämpfung und Pronation in den Hintergrund, obwohl die Mehrzahl der Laufsportler eine optimale Passform als das entscheidende Komfortkriterium für ihre Schuhe einstuft (KLEINDIENST 2003). Jedoch ist die Wahrnehmung von Komfort subjektiv und nicht objektiv messbar. Vielleicht wird der Begriff der „individuellen Funktionalität“ den sehr unterschiedlichen Auffassungen von Laufschuhkomfort gerecht. Diesbezüglich sollte der Sportschuh in Form und Funktion möglichst individuell auf den Läufer abgestimmt werden und zugleich die geschlechtsspezifischen Unterschiede berücksichtigen.

## 5 Zusammenfassung und Ausblick

*„Vogel fliegt, Fisch schwimmt, Mensch läuft!“*

*So beantwortete der berühmte tschechische Langstreckenläufer und fünffache Olympiasieger Emil Zatopek die Frage, warum er Läufer geworden sei.*

Ein zunehmendes Sport- und Gesundheitsbewusstsein ließ die Zahl der Breiten- und Leistungssportler in den letzten Jahren stark ansteigen. Durch diese Entwicklung kam insbesondere dem Laufen als eigenständige Massensportart eine immer größere Bedeutung zu.

Da der Sportler heutzutage in den meisten Fällen nicht barfuß läuft, sondern Laufschuhe nutzt, ist er abhängig von den Vorgaben der Sportindustrie. Heute findet der Läufer ein großes Angebot an Laufschuhen zahlreicher Firmen, deren Modelle sich im Design jedes Jahr einer steten Änderung unterziehen.

Zum einen soll der Sportschuh der Leistungsverbesserung dienen und zum anderen Beschwerden vorbeugen. Ein optimaler Laufschuh sollte eine ähnliche Kinematik aufweisen wie der individuelle Barfußlauf, sofern keine Fehlstellungen oder Funktionsstörungen des natürlichen Abrollvorgangs bestehen.

Im Blickpunkt der Sportwissenschaft und der Schuhindustrie war in den letzten 20 Jahren die Forschung nach einem „idealen“ Laufschuh, der allen Läufern gerecht wird. Da jedoch jeder Mensch andere Anforderungen an einen Laufschuh stellt und sein Bewegungsmuster ein individuelles Phänomen ist, sollte sich die Entwicklung der modernen Sportschuhforschung nicht nur primär auf die spezifischen Charakteristika der männlichen, sondern auch der weiblichen Läufer konzentrieren.

Seit einigen Jahren werden entweder Frauenvariationen bestehender Männermodelle oder eigene Frauenmodelle angeboten. Zum großen Teil entsteht diese Modifikation jedoch auf der Grundlage der Ausführungen für Männer und wird ausschließlich in Bezug auf Leisten- und Passform verändert. Funktionelle Parameter wie Dämpfung und Stabilität, ein Hauptkriterium in der Herstellung frauenspezifischer Laufschuhe, bleiben meist unangetastet.

Ziel der vorliegenden Untersuchung war die Darstellung geschlechtsspezifischer Unterschiede im Abrollvorgang im Gehen und im Laufen. Im Hinblick auf die ermittelten anthropometrischen, trainingsspezifischen und biomechanischen Größen sind die gewonnenen Erkenntnisse als eine geschlechtsspezifische Empfehlung für eine frauenspezifische Laufschuhkonzeption zu verstehen.

Die biomechanischen Messungen wurden in zwei verschiedenen Bedingungen durchgeführt: im Gehen (barfuß) und im Laufen (im Schuh). Neben der plantaren Druckverteilungsmessung im Gehen (5 km/h, barfuß), die mittels einer Druckverteilungsplattform *Emed-SF* der Firma *NOVEL* durchgeführt wurde, wurde die plantare Druckverteilungsmessung im Laufen (12 km/h, Schuh) anhand einer *Pedar mobil* Druckmesssohle der Firma *NOVEL* ermittelt.

Es zeigte sich, dass keine der oben genannten Methoden der anderen signifikant überlegen war und sich durch eindeutige Vorteile auszeichnete, da jede einzelne unterschiedliche Fehlerquoten und -quellen aufwies. Beim derzeitigen Stand der Messtechnik ist eine Kombination der beschriebenen Messmethoden mit jeweils disjunkten Fehlerquellen sinnvoll, um Ergebnisse zu erhalten, die sich gegenseitig ergänzen. Zur Akquirierung genauerer Ergebnisse wäre die Entwicklung einer neuen Messmethode von Vorteil. Darüber hinaus könnte die gleichzeitige Betrachtung kinematischer und kinetischer Messmethoden weitere Informationen liefern, die in eine exaktere Evaluierung biomechanischer Daten einfließen können.

Die Betrachtung der Messergebnisse der vorliegenden Studie sollte darüber Aufschluss geben, ob es statistisch signifikante Unterschiede im Abrollvorgang im Gehen und im Laufen zwischen gesunden Läufern und Läuferinnen gibt.

Um die einzelnen anatomischen Regionen des Fußes zu untersuchen, bediente man sich einer Maske, die die Fußsohle in sieben funktional-anatomische Regionen aufteilte. Allgemein kann zusammengefasst werden, dass nur wenige Messgrößen der plantaren Druckverteilung geschlechtsspezifische Unterschiede zeigen. Anhand der Ergebnisse der untersuchten biomechanischen Messgrößen wie Maximalkraft ( $F_{max}$ ) und Kraft-Zeit Integral (FTI) haben sich die Erwartungen sowohl in Bezug auf die maximale Belastung als auch auf die relative Lastverteilung nur teilweise bestätigt. Die Dämpfungsthematik der Laufschuhkonzeption lässt sich mit den Ergebnissen der vorliegenden Untersuchung nur ansatzweise lösen, da sich die Unterschiede in der relativen Lastenverteilung teilweise lediglich tendenziell darstellen ließen. Für Aussagen bezüglich der vertikalen Bodenreaktionskraft war das verwendete System mit seiner eingeschränkten zeitlichen Auflösung begrenzt. Möglicherweise konnten deshalb einige Zusammenhänge nicht festgestellt werden.

Weiterhin deutete die nähere Positionierung des COP an die Zehen in der Abstoßphase der Frauen im Gehen auf eine höhere Vorfußbelastung hin. Dies kann sich gehäuft in Vorfußproblemen wie der Entstehung eines Hallux valgus äußern (FREY/THOMPSON/SMITH/SANDERS/HORSTMANN 1993, FREY 2000). In Anlehnung an die Ergebnisse der vorliegenden Studie und durch Ergänzung bekannter Sachverhalte aus der Literatur sollten im Bereich des Vorfußes und des Großzehgrundgelenks Anpassungen der Leisten erfolgen, deren Form ausreichend Platz im Zehenbereich gewährleisten kann.

Bezüglich der erzielten Erkenntnisse aus der In-Schuh-Druckverteilungsmessung zeigten sich nur wenig signifikante geschlechtsspezifische Unterschiede. Die Differenzen in der relativen Lastverteilung, die sich überwiegend nur tendenziell darstellen ließen als auch die Berücksichtigung der Werte der Maximalkraft in den Einzelmasken und

gesamt, konnten zu keiner eindeutigen Aussage über die geschlechtsspezifischen Unterschiede des Abrollvorgangs im Schuh und sich daraus ergebene Stütz- und Dämpfungselementempfehlung für den neuen Schuhprototyp für Frauen führen. Das gleiche Ergebnis zeigte sich für die Berücksichtigung der Werte der Maximalkraft in den Einzelmasken und gesamt.

Die Messverfahren in der Schuhentwicklung bieten möglicherweise noch keine ausreichenden Möglichkeiten, um die komplexe Interaktion der Abrollbewegung und die Bewegungskopplung zwischen Fuß und Schuh genau zu ermitteln und bedingen somit eine Eingrenzung der Interpretationsmöglichkeiten des bestehenden Bewegungsmusters.

In der vorliegenden Studie deutete sowohl die Betrachtung der Einzelmasken als auch der Maskengruppierungen der medialen Fußsohle in der Barfuß-Druckverteilungsmessung auf eine vergrößerte Pronationsbewegung bei Läuferinnen hin. Die in der Literatur zahlreich diskutierten anatomischen geschlechtsspezifischen Differenzen, die bei Frauen zu beispielsweise einer erhöhten Bandlaxität und geringeren muskulären Stabilisierung der Gelenke führen, was sich in einer vergrößerten Pronation äußern kann, bestätigen die vorliegenden Ergebnisse.

Bereits in anderen Studien (MAYER/GRAU/BAUR/HIRSCHMÜLLER/HORSTMANN/GOLLHOFER/DICKHUTH (2001), McCLAY (2000), WILLEMS/DECLERCQ/DELBAERE/VANDERSTRAETEN/DECOCK/WITVROUW (2006)) wurde die Medialisierung des Abrollvorgangs als Ausdruck der erhöhten Pronationsbewegung mit der Entstehung von Überlastungsschäden in Verbindung gebracht. Allerdings fehlt auf diesem Gebiet ein evidenzbasierter Nachweis des Zusammenhangs zwischen Pronation und Verletzung. Die Untersuchungen brachten zum Teil widersprüchliche und unsystematische Ergebnisse mit sich, so dass bis heute die Rolle der Pronationsbewegung bei der Entstehung von spezifischen Verletzungen nicht endgültig geklärt ist.

Trotz widersprüchlicher Forschungsergebnisse möglicher Pathomechanismen bei der Entstehung von Überlastungsschäden wurde die Bewegungskontrolle

und Steuerung der Rückfußbewegung durch den Schuh unter Verwendung verschiedener Einflussmechanismen vielfältig untersucht. Der Schwerpunkt lag in der Prüfung des Einflusses der Stabilitätseigenschaften des Laufschuhs (Einfluss der verschiedenen Härtegrade der Zwischensohle, der medio-lateral geneigten Zwischensohle oder einer verstärkten Fersenkappe) auf die Eversionsbewegungen während der Standphase.

Ähnlich sieht der Zusammenhang zwischen den laufbedingten Überlastungsschäden und den hohen Bodenreaktionskräften beim Fersenkontakt aus. Auch hier konnte bis heute weder nachgewiesen werden, dass erhöhte maximale Bodenreaktionskräfte beim Fersenkontakt mit einer erhöhten Verletzungsgefahr in Zusammenhang stehen, noch, dass der maximale Kraftstoß durch eine Modifikation der Zwischensohle beeinflusst wird.

Die Entwicklung der Laufschuhforschung zeigt, dass der Versuch, Stoßabsorption zu verbessern, die Pronationsproblematik vergrößerte, die wiederum durch entsprechende Kontrollmaßnahmen wie mediale Fersenkeile reduziert werden sollte (HENNIG 2001). Neue Konzepte in der Laufschuhforschung versuchen, diesem Trend entgegenzuwirken, den Fuß näher an den Boden zu bringen und damit den Fuß in Abrollrichtung funktionell zu unterstützen.

Da der Verletzungsbezug bisher ausbleibt, sollte die Dämpfung vor dem Hintergrund des Komforts berücksichtigt werden. Zukünftige Studien sollten sich neben möglicher Auswirkungen unterschiedlicher Zwischensohlenhärten auf die Muskulatur, auf die Beschleunigungskräften an Tibia sowie auf die Bodenreaktionskräfte, mit den subjektiven Beurteilungen der Komforteigenschaften beschäftigen. Letztere weisen sicherlich auch einen geschlechtsspezifischen Charakter auf. An Stelle der Verletzungsprophylaxe rückt der Komfortaspekt. In der Literatur besteht einstimmig die Ansicht, dass die Dämpfungseigenschaften des Schuhs in hohem Maße mit dem subjektiven Komfortempfinden des Trägers zu tun haben und letzteres aus diesem Grund

ein wichtiges Kriterium für die Beurteilung von Dämpfungseigenschaften darstellt (REINSCHMIDT/NIGG 2000).

Für die Optimierung von Komfort, Performance und Verletzungsprophylaxe müssen Passform und Materialeigenschaften sowie die individuelle Situation des Individuums gleichermaßen berücksichtigt werden. Neben einer geschlechtsspezifischen Anpassung sind weitere Individualisierungen denkbar. Nahe liegend wäre eine individuelle Gestaltung der technischen Merkmale, je nach Körpergröße, Gewicht oder bestimmten Fußabmessungen.

Trotz des individuellen Bewegungsmusters und der enormen Variationsbreite der Fußformen ist es nicht notwendig, einen maßgefertigten Schuh anzubieten. Dennoch sollen zukünftige Studien einen Teil dazu beitragen, dass die Frauen in einem Sportschuh laufen, der nicht nur äußerlich dem Lifestyle und Design entspricht, sondern auch den geschlechtsspezifischen Aspekt von innen nicht vernachlässigt.

## 6 Literaturverzeichnis

- AHONEN, J./LAHTINEN, T./SANDSTRÖM, M./POGLIANI, G.:** Sportmedizin und Trainingslehre. 2. Auflage. Schattauer-Verlag: Stuttgart 2003.
- ANDREW, C.:** The effect of running velocity on rearfoot motion and mediolateral placement of the feet. Master thesis. Pennsylvania State University 1986.
- AREBLAD, M./NIGG, B.M./EKSTRAND, J./OLSSON, K.O./EKSTROM, H.:** Three dimensional measurement of rearfoot motion during running. In: Journal of Biomechanics 23 (9) (1990), 933-940.
- BATES, B.T./JAMES, S.L./OSTERNIG, L.R.:** Effects of running shoes on ground reaction forces. In: Biomechanics VII (1981), 226-233.
- BATES, B.T./OSTERNIG, L.R./MASON, B.:** Lower extremity function during the support phase of running. In: E. Asmussen/K. Jorgensen: Biomechanics VI-B. Baltimore 1978, 30-39.
- BATES, B.T./OSTERNIG, L.R./MASON, B./JAMES, S.L.:** Functional variability of the lower extremity during the support phase of running. In: Medicine and Science in Sports 11 (4) (1979), 328-331.
- BAUDZUS, W./FRANKEN, D./KRABBE, B.:** Belastungsanalyse beim Laufen auf unterschiedlichen Sportböden. In: Kölner Beiträge zur Sportwissenschaft 15 (1986), 7-16.
- BELLCHAMBER, T.L./VANDENBOGERT, A.J.:** Contributions of proximal and distal moments to axial tibial rotation during walking and running. In: J Biomech 33 (2000), 1397-1403.
- BERGSTROM, K.A./BRANDSETH, K./FRETHEIM, S./TVILDE, K./EKELAND, A.:** Activity-related knee injuries and pain in athletic adolescents. In: Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, May 9 (3) (2001), 146-150.
- BERTSCH, C./ROSENBAUM, D./CLAES, L.:** Intra-articular and plantar pressure distribution of the ankle joint complex in relation to foot position. In: Unfallchirurgie 104 (2001), 426-433.
- BIEDERT, R.:** Beschwerden im Achillessehnenbereich, Ätiologien und therapeutische Überlegungen 94 (10) (1991), 531-537.
- BLAND, J.M./ALTMANN, D.G.:** Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. In: The Lancet 8 (1986), 307-310.
- BOBBERT, M.F./SCHAMHARDT, H.C./NIGG, B.M.:** Calculation of vertical ground reaction force estimates during running from positional data. In: Journal of Biomechanics 24 (12) (1991), 1095-1105.
- BRILL, P.A./MACERA, C.A.:** The influence of running patterns on running injuries. In: Sports Medicine 20 (1995), 365-368.
- BRODY, D.M.:** Running injuries. Prevention and management. In: Clinical Symposium 39 (1987), 1-36.
- BURSTEIN, A.H./TIMOTHY, M.W.:** Biomechanik in Orthopädie und Traumatologie. Georg Thieme-Verlag: Stuttgart 1994.
- BUMANN, M.:** Biomechanik des Ganges und Messmethoden der Ganganalyse.
- CALLAHAN, L.R./SHEON, R.P.:** Overview of running injuries of the lower extremity. In: UpToDate 10.2, 2002.
- CAVANAGH, P.R.:** The running shoe book. Mountain View 1980.

- CAVANAGH, P.R.:** The shoe ground interface in running. In: R.P. Mack: Symposium on the foot and leg in running sports. Mosby 1982, Kapitel 2.
- CAVANAGH, P.R.:** The biomechanics of lower extremity action in distance running. *Foot Ankle* 7 (1987), 197-217.
- CAVANAGH, P.R.:** The foot as a sensory organ. In: Proceedings of the 17<sup>th</sup> International Society of Biomechanics. Calgary 1999, 18.
- CAVANAGH, P.R./ANDREW, G.C./KRAM, R./RODGERS, M.M./SANDERSON, D.J./HENNIG, E.M.:** An approach to biomechanical profiling of elite distance runners. In: *International Journal Sport Biomechanics* 1 (1985), 36-62.
- CAVANAGH, P.R./HINRICHS, R.N./WILLIAMS, K.R.:** Testing procedure for the 1981 Runner's World Shoe Survey. In: *Runner's World* 10 (1980), 38-48.
- CAVANAGH, P.R./KRAM, R.:** Stride length in distance running: velocity, body dimensions and added mass effects. In: P.R. Cavanagh: *Biomechanics of distance running*. Champaign 1990, 35-63.
- CAVANAGH, P.R./LAFORTUNE, M.A.:** Ground reaction forces in distance running. In: *Journal of Biomechanics* 13 (5) (1980), 397-406.
- CHAN, C.W./RUDINS, A.:** Foot biomechanics during walking and running. In: *Mayo Clin. Proc.* 69 (1994), 448-461.
- CHANC, C.W./RUDINS, A.:** Foot biomechanics during walking and running. In: *Mayo Clin Proc* 69 (5) (1994), 448-461.
- CHANDLER, T.J./KIBLER, W.B.:** A biomechanical approach to the prevention, treatment and rehabilitation of plantar fasciitis. In: *Sports Medicine* 15 (1993), 344-352.
- CHAO, E.Y./LAUGHMAN, R.K.:** Normative data of knee joint motion and ground reaction forces in adult level walking. In: *Journal of Biomechanics* 16 (3) (1983), 219-233.
- CHEN, H.C./NIGG, B.M./DEKONING, J.J.:** Relationship between plantar pressure distribution under the foot and insole comfort. In: *Clin Biomech* 9 (1994), 335-341.
- CHESKIN, M.P./BATES, B.T./SHERKIN, K.J.:** *The complete handbook of athletic footwear*. Fairchild Publications, New York 1987.
- CLARKE, T.E.:** *The pressure distribution under the foot during barfoot walking*. Thesis, Pennsylvania Univ., Coll. Health, Physical Education and Recreation 1980.
- CLARKE, T.E./FREDERICK, E.C./HAMILL, C.:** The effects of shoe design parameters on rearfoot control in running. In: *Medicine and Science in Sports and Exercise* 15 (5) (1983), 376-381.
- CLARKE, T.E./FREDERICK, E.C./HAMILL J.:** The study of rearfoot movement in running. In: E.C. Frederick (Hrsg.): *Sport shoes and playing surfaces*. Human Kinetics Publishers, Champaign 1984, 166-189.
- CLEMENT, D.B./TAUNTON, J.E./SMART, G.W./MCNICOL, K.L.:** A survey of runner's overuse injuries. In: *Physican Sportsmed* 9 (1981), 47-58.
- CLEMENT, D.B./TAUNTON, J.E./SMART, G.W.:** Achilles tendinitis and peritendinitis: etiology and treatment. In: *American Journal Sports Medicine* 12 (3) (1984), 179-184.
- COLE, G.K./NIGG, B.M./VANDENBOGERT, A.J.:** The clinical biomechanics award paper 1995. Lower extremity joint loading during impact in running. In: *Clin Biomech* 11 (1996), 181-193.

- CORNWALL, M.W./McPOIL, T.G.:** Velocity of the center of pressure during walking. In: *Journal Am. Pod. Med. Assoc.* 90 (2000), 334-338.
- CSINTALAN, R.P./SCHULZ, M.M./WOO, J./McMAHON, P.J./LEE, T.Q.:** Gender differences in patellafemoral joint biomechanics. In: *Clinical Orthop and related Research*, Sep 402 (2002), 260-269.
- CUNNINGHAM, D.M.:** Components of floor reactions during walking. *Prosthetic Devices Research Report*, Institute of Engineering Research, University of California, Berkley 4 (11) (1950).
- DEBRUNNER, H.U./JACOB, H.A.C.:** *Biomechanik des Fußes*. 2. Auflage. Enke-Verlag: Stuttgart 1998.
- DE LANGE, A./WINKELMOLAN, W.:** Rotational friction characteristics of footwear: bridging the gap between mechanical and biomechanical experiments. In: *Proceedings of the Second Symposium on Functional Footwear*. Köln 1995, 50.
- DENOTH, J./KÄLIN, X./STACOFF, A.:** Schockabsorption beim Jogging – Materialtests kontra Versuchspersonentests. In: *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 7 (1995), 199-202.
- DEVITA, P./BATES, B.T.:** The effects of time on selected ground reaction force parameters. In: *Biomechanics X-B 1987*, 1011-1014.
- DEWIT, B./DECLERQ, D./AERTS, P.:** Biomechanical analysis of the stance phase during barefoot and shod running. In: *J Biomech* 33 (2000), 269-278.
- DICKHUTH, H.-H.:** *Einführung in die Sport- und Leistungsmedizin*. Hofmann-Verlag: Schorndorf 2000.
- DIERKS, T.A., DAVIS, I., MANAL, K., HAMILL, J.:** Kinematics of runners with and without patellofemoral pain during prolonged treadmill running. ISB XXth Congress – ASB 29th Annual Meeting 2005.
- DRERUP, B./WETZ, H.H.:** Der Einfluß der Fußbettung und Schuhzurichtung auf die plantare Druckverteilung. In: *Medizinisch Orthopädische Technik* 3 (2000), 84-90.
- DUFEK, J.S./BATES, B.T./STERGIOU, N./JAMES, C.R.:** Interactive effects between group and single-subject response patterns. In: *Hum Mov Sci* 14 (1995), 301-323.
- EDINGTON, C.J./FREDERICK, E.C./CAVANAGH, P.R.:** Rearfoot motion in distance running. In: P.R. Cavanagh: *Biomechanics of distance running*. Champaign 1990, 135-164.
- ELFTMAN, H.:** The force exerted by the ground in walking. *Arbeitsphysiologie* 10 (1939), 485.
- ENG, T.J./FEWSTER, J.B.:** Gender, side and regional pressure differences during skipping. In: *Proceedings of the Third Symposium on Functional Footwear*. Tokyo 1997, 48-49.
- FALLON, K.E.:** Musculoskeletal injuries in the ultramarathon: the 1990 Westfield Sydney to Melbourne run. In: *British Journal of Sports Medicine* 30 (1996), 319-323.
- FELTNER, M.E./MACRAE, H.S./MACRAE, P.G.:** Strength training effects on rearfoot motion in running. In: *Medicine and Science in Sports and Exercise* 26 (8) (1994), 1021-1027.
- FIESELER, C.M.:** *The Female Runner*. In: F.G. OC, Wilder RP editors. *Textbook of Running Medicine* New York: McGraw-Hill Medical Publishing Division 2001, 435-446.

- FISCHER, W.:** Häufigkeitsverteilung der Beschwerden im Laufsport. In: Orthopädieschuhtechnik 9 (1998), 56-60.
- FREDERICK, E.C./CLARKE, T.E./HAMILL, C.:** The effects of running shoe design on shock attenuation. In: E.C. Frederick. Sport shoes and playing surfaces. Champaign 1984, 190-198.
- FREDERICK, E.C./HAGY, J.L.:** Factors affecting peak vertical ground reaction forces in running. In: International Journal of Sport Biomechanics 2 (1986), 41-49.
- FREDERICSON, M.:** Common injuries in runners. Diagnosis, rehabilitation and prevention. In: Sports Medicine 21 (1) (1996), 49-72.
- FREY, C./THOMPSON, F./SMITH, J./SANDERS, M./HORSTMANN, H.:** American Orthopaedic Foot and Ankle Society women's shoe survey. In: Foot Ankle 14 (1993), 78-81.
- FREY, C.:** Foot health and footwear for women. Clin Orthop 2000, 32-44.
- FREYCHAT, P./BELLI, A./CARRET, J.P./LACOUR, J.R.:** Relationship between rearfoot and forefoot orientation and ground reaction forces during running. In: Medicine and Science in Sports and Exercise 28 (2) (1997), 225-232.
- GIACOMOZZI, C./CASELLI, A./MACELLARI, V./GIURATO, L./LARDIERI, L./UCCIOLI, L.:** Walking strategy in diabetic patients with peripheral neuropathy. In: Diabetes Care 25 (8) (2002), 1451-1457.
- GÖTZ-NEUMANN, K.:** Gehen verstehen. In: Ganganalyse in der Physiotherapie. Georg Thieme-Verlag: Stuttgart 2003.
- GRANATA, K.P./WILSON, S.E./PADUA, A.D.:** Gender differences in active musculoskeletal stiffness. Part I. Quantification in controlled measurements of knee joint dynamics. In: Journal of Electromyography and Kinesiology, Apr 12 (2) (2002), 119-126.
- GRAU, S.:** Untersuchung zur Klassifizierung und biomechanischen Analyse der chronischen Achillodynie. In: Interner Forschungsbericht 1999.
- GRAU, S./MÜLLER, O./BÄUERLE, W./BECK, M./KRAUSS, I./MAIWALD, C./BAUR, H.:** Grenzen und Möglichkeiten der 2D-Videoanalyse in der Bewertung physiologischer und pathologischer Abrollvorgänge des Fußes bei Läufern. In: Sportverl. Sportsch. 14 (3) (2000), 107-114.
- GRAU, S.:** Laufschuhe und Laufverletzungen. Biomechanische Bewegungsmerkmale und Verletzungen - dargestellt am Beispiel der Achillessehne. Maurer-Verlag: Geislingen 2003.
- GRAU, S./SIEGLE, W.:** Untersuchung lauf- und schuhspezifischer Parameter bei einer Dauerbelastung. Diplomarbeit Universität Tübingen 1992.
- GRAU, S./BAUR, H./HORSTMANN, T.:** Pronation in der Sportschuhforschung. In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin 54 (2003), 17-24.
- GRIMSTON, S.K./ENGSBERG, J.R./KLOIBER, R./HANLEY, D.A.:** Bone mass, external loads, and stress fracture in female runners. In: International Journal of Sport Biomechanics 7 (1991), 293-302.
- GRUNDY, M./BLACKBURN, P.A.T./TOSH, P.A./SMIDT, L./MCLEISH, R.D.:** An investigation of the centres of pressure under the foot while walking. Journal Bone Joint Surg Br 57 (1975), 57.
- GUDAS, C.J.:** Patterns of lower extremity injury in 224 runners. In: Comp Ther 6 (1980), 50-59.

- HAMILL, J./KNUTZEN, K.M.:** Biomechanical basis of human movement. Second edition. Lippincott Williams & Wilkins: Philadelphia, Baltimore 2003.
- HENNIG, E.M.:** Plantar pressure measurements and applications to footwear. In: Proceedings of the Second Symposium on Functional Footwear. Calgary 1994, 6-7.
- HENNIG, E.M./MILANI, T.L./LAFORTUNE, M.A.:** Use of ground reaction force parameters in predicting peak tibial accelerations in running. In: Journal of Applied Biomechanics 9 (1993), 306-314.
- HENNIG, E.M./MILANI, T.L.:** Druckverteilungsanalysen in Sportschuhen. In: Medizinisch-Orthopädische Technik 114 (1) (1994), 22-25.
- HENNIG E.M./MILANI, T.L.:** In-Shoe Pressure Distribution for running in various types of footwear. In: Journal of Applied Biomechanics 11 (1995), 299-310.
- HENNIG, E.M./MILANI, T.L.:** Pressure distribution measurements for evaluation of running shoe properties. In: Sportverletzung Sportschaden 14 (2000), 90-97.
- HENNIG, E.M./VALIANT, G.A./LIU, Q.:** Biomechanical variables and the perception of cushioning for running in various types of footwear. In: Journal Appl. Biomech. 12 (1996), 143-150.
- HENNIG, E.M.:** Gender differences for running in athletic footwear. In: Hennig, E.M./Stacoff, A. editors. 5<sup>th</sup> Symposium on footwear biomechanics Zürich 2001, 44-45.
- HESS, H./HORT, W.:** Erhöhte Verletzungsgefahr beim Leichtathletiktraining auf Kunststoffboden. In: Sportarzt und Sportmedizin 24 (1973), 282-285.
- HEWETT, T.E.:** Neuromuscular and hormonal factors associated with knee injuries in female athletes. Strategies for intervention. In: Sports Med 29 (2000), 313-327.
- HICKS, J.H.:** The mechanics of the foot. IV. The actions of muscles on the foot in standing. In: Acta Anat. 27 (1957), 180-192.
- HINTERMANN, B./NIGG, B.M.:** Pronation in Runners – Implication for injuries. In: Sports med 26 (3) (1998), 169-176.
- HIRSCHMÜLLER, A./BAUR, H./GRAU, S./MAYER, F.:** Veränderungen der individuellen Abrollbewegung des Fußes nach Adaptation an mehrtägiges Barfußlaufen. In: DVS-Informationen 16 (4) (2001), 41-43.
- HOLLMANN, W./HETTINGER, T.:** Sportmedizin. Grundlagen für Arbeit, Training und Präventivmedizin. Schattauer-Verlag: Stuttgart 2000.
- HOSEA, T.M./CAREY, C.C./HARRER, M.F.:** The gender issue: epidemiology of the ankle injuries in athletes who participate in basketball. In: Clinical Orthop and related Research Mar 372 (2000), 45-49.
- HOTTENROTT, K./HOOS, O./SOMMER, H.-M.:** A Biomechanical Approach to Cross-training Influences on Running Economy and Performance – a Comperativ Study between Triathlets, Long-distance runners and Speedskaters. In : Int. Soc. Of Biomechanics (ISB) 1999 in Calagary. Book of abstracts, International Society of Biomechanics XVII Congress, 263.
- HRELJAC A/MARSHALL, R.N./HUME, P.A.:** Evaluation of lower extremity overuse injury potential in runners. In: Med Sci Sports Exerc 32 (2000), 1635-1641.
- JACOBS, S.J./BERSON, B.L.:** Injuries to runners: a study of entrants to a 10,000 meter race. In: The American Journal of Sports Medicine 14 (2) (1986), 151-155.

- JAMES, S.L./BATES, B.T./OSTERNIG, L.R.:** Injuries to runners. In: *The American Journal of Sports Medicine*, Mar-Apr 6 (2) (1978), 40-50.
- JONES, B.H./COWAN, D.E./TOMLINSON, J.P.:** Epidemiology of injuries associated with physical training among young men in the army. In: *Medicine and Science in Sports and Exercise* 25 (1993), 197-203.
- KÄLIN, X./UNOLD, E./STÜSSI, E. et al.:** Interindividual and intraindividual variabilities in running. In: *D. Winter: Biomechanics IX*, Champaign 1983, 356-360.
- KELLER, T.S./WEISBERGER, A.M./RAY, J.L./HASAN, S.S./SHIAMI, R.G./SPENGLER, D.M.:** Relationship between vertical ground reaction force and speed during walking, slow jogging, and running. In: *Clinical Biomech (Bristol, Avon)* 11 (1996), 253-259.
- KERNOZEK, T.W./LAMOTT, E.E./DANCISAK, M.J.:** Reliability of an In-Shoe pressure measurement system during treadmill walking. In: *Foot Ankle* 17 (4) (1996), 204-209.
- KERNOZEK, T.W./TERRY, M.R./VANH, H./COWLEY, H./TANNER, S.:** Gender differences in frontal and sagittal plane biomechanics during drop landings. In: *Medicine Science Sports Exercise* 37 (2005), 1003-1013.
- KERRIGAN, D.C./TODD, M.K./DELLA CROCE, U.:** Gender differences in joint biomechanics during walking: normative study in young adults. In: *Am J Phys Med Rehabil*, Jan-Feb 77 (1) (1998), 2-7.
- KERSTING, U.G./KRIWET, A.:** The influence of restricted rearfoot motion on impact forces during running. In: *Proceedings of the Third Symposium on Functional Footwear: Tokio 1997*, 62-63.
- KERSTING, U.G./NEUMANN, J.:** The effect of controlled variations in running style on rearfoot movement and ground reaction forces. In: *Proceedings of the Fourth Symposium on Functional Footwear. Canmore 1999*, 56-57.
- KILMARTIN, T.E./POD, F.:** Effect of pronation and supination orthosis on Morton's neuroma and lower extremity function. In: *Foot & Ankle* 15 (5) (1994), 256-262.
- KIRSCH, D./FREY, S./SCHUH, H./HÄRING, U./BACHMANN, H./MEHNERT, H.:** Dynamische Druckverteilungsmessung unter dem Fuß an Patienten mit diabetischen Ulcera. In: *Akt. Endokr. Stoffw.* 6 (1985), 133-142.
- KLEINDIENST, F.:** Graduierung funktioneller Sportschuhparameter am Laufschuh – in Bezug auf eine anthropometrische Differenzierung, geschlechtsspezifische Differenzierung und geographische Differenzierung. Aachen: Shaker Verlag 2003.
- KNICKER, A.J./KERSTING, U.G./ARNDT, A.N.:** In-shoe pressure distribution parameters for working shoes during working specific movements. In: *Proceedings of the Second Symposium on Functional Footwear. Köln 1995*, 22-23.
- KOMI, P.V./HYVÄRINEN, T./GOLLHOFER, A./MERO, A.:** Man-shoe-surface interaction. Special problems during marathon running. *Acta Univ. Oul. Ser. A* 179 (1986), 69-72.
- KOMI, P.V./GOLLHOFER, A./SCHMIDTBLEICHER, D./FRICK, U.:** Interaction between man and shoe in running: considerations for a more comprehensive measurement approach. In: *Int. Journal Sports Med.* 8 (1987), 196-202.

- KOMI, P.V./HYVÄRINEN, T./GOLLHOFER, A./KVIST, M.:** Biomechanische Überlegungen über Stoßkräfte und Fußstabilität beim Laufen. In: Sportverletz Sportschaden 7 (1993), 179-182.
- KOPLAN, J.P./POWELL, K.E./SIKES, R.K./SHIRLEY, R.W./CAMPBELL, G.C.:** An epidemiological study of the benefits and risks of running. In: Journal of the American Medical Association 248 (1982), 3118-3121.
- KOWAL, D.M.:** Nature and cause of injuries in women resulting from an endurance training program. In: American journal of Sports Medicine 8 (1991), 265-269.
- KRABBE, B.:** Zur Belastung des Bewegungsapparates beim Laufen. Einfluss von Laufschuh und Lauftechnik. Dissertation an der Deutschen Sporthochschule Köln. Shaker-Verlag: Aachen 1994.
- KRABBE, B./BAUMANN, W.:** Mechanical properties of running shoes – measurement and modelling. In: Proceedings of the First Symposium on Functional Footwear. Calgary 1994, 26-27.
- KRAMER, J./SCHMITZ-BEUTING, J.:** Überlastungsschaden am Bewegungsapparat bei Tennisspielern. In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin 30 (1979), 44-48.
- KRAMPLA, W./MAYRHOFER, R./MALCHER, J./KRISTEN, K.H./URBAN, M./HRUBY, W.:** MR imaging of the knee in marathon runners before and after competition. In: Skeletal Radiol 30 (2001), 72-76.
- KRISOFF, W.B./FERRIS, W.D.:** Runner's injuries. In: Physician and Sports Medicine 7 (1979), 11-20.
- LAFORTUNE, M.A.:** In vivo rearfoot control assessment of court footwear during lateral cutting moves. In: Working group on functional footwear. Köln 1995, 42-43.
- LAFORTUNE, M.A./HENNIG, E.M./MILANI, T.:** Comparison of treadmill and overground running. In: Proceedings of the First Symposium on Functional Footwear. Calgary 1994, 22-23.
- LAKE, M.J./LAFORTUNE, M.A./VALIANT, G.A.:** In-shoe heel pressure distribution during treadmill running. In: Proceedings of the First Symposium on Functional Footwear. Calgary 1994, 18-19.
- LATINGHOUSE, L.H./TRIMBLE, M.H.:** Effects of isometric quadriceps activation on the Q-angle in women before and after quadriceps exercise. In: Journal Orthop Sports Phys Ther. Apr 30 (4) (2000), 211-216.
- LEE, S./MÜLLER, C.:** Forefoot abduction and its relation to changes in foot length. In: Proceedings of the Third Symposium on Functional Footwear. Tokio 1997, 70.
- LOHRER, H.:** Seltene Ursachen und Differentialdiagnosen der Achillodynie. In: Sportverl. Sportschad. 5 (4) (1991), 182-185.
- LÜTHI, S.M./FREDERICK, E.C./HAWES, M.R.:** Influence of shoe construction on lower extremity kinematics and load during lateral movements in tennis. In: International Journal of Sport Biomechanics 2 (1986), 166-174.
- MACERA, C.A./PATE, R.R./POWELL, K.E./JACKSON, K.E./KENDRICK, J.S.:** Predicting lower extremity injuries among habitual runners. In: Archiv of Internal Medicine 149 (1989), 2565-2568.
- MACERA, C.A.:** Lower extremity injuries in runners. Advances in prediction. In: Sports Medicine 13 (1992), 50-57.

- MAIWALD, C./GRAU, S./KRAUß, I./HORSTMANN, T.:** Variabilität plantarer Druckverteilungsmuster bei Läufer(innen) mit und ohne Patellaspitzensyndrom (unveröffentlicht).
- MAREES DE, H./MESTER, J.:** Sportphysiologie II. 2. Auflage. Diesterweg-Verlag: Frankfurt am Main 1990.
- MAREES DE, H.:** Sportphysiologie. 8. Auflage. Strauß-Verlag: Köln 1996.
- MARTI, B./VADER, J.P./MINDER, C.E./ABELIN, T.:** On the epidemiology of running injuries. The 1984 Bern Grand-Prix study. In: American Journal of Sports Medicine 16 (3) (1988), 285-293.
- MARTIN, P.E.:** Mechanical and physiological responses to lower extremity loading during running. In: Medicine and Science in Sports and Exercise 17 (4) (1985), 427-433.
- MARTIN, P.E./MARSH, A.P.:** Step length and frequency effects on ground reaction forces during walking. In: Journal of Biomechanics 25 (10) (1992), 1237-1239.
- MAYER, F./GRAU, S.:** Laufverletzungen in Deutschland. Interner Forschungsbericht. Tübingen 1999.
- MAYER, F./GRAU, S./BÄUERLE, W./BECK, M./KRAUSS, I./MAIWALD, C./BAUR, H.:** Achillessehnenbeschwerden im Laufsport – eine aktuelle Übersicht. In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin 51 (5) (2000), 161-167.
- MAYER, F./GRAU, S./BAUR, H./HIRSCHMÜLLER, A./HORSTMANN, T./GOLLHOFER, A./DICKHUTH, H.:** Verletzungen und Beschwerden im Laufsport. In: Deutsches Ärzteblatt 19 (98) (2001), 1254-1259.
- MCCLAY, I.S./LAKE, M.J./CAVANAGH, P.R.:** Muscle activity in running. In: P.R. Cavanagh: Biomechanics of distance running. Champaign 1990, 165-186.
- MCCLAY, I.S.:** The evolution of the study of the mechanics of running. Relationships to injury. In: Journal Am Podiatr Med Assoc 90 (2000), 133-148.
- MCGINNIS, P.M.:** Biomechanics of sport and exercise. Human Kinetics: Champaign 1999.
- MCKENZIE, D.C./CLEMENT, D.B./TAUNTON, J.E.:** Running shoes, orthotics and injuries. In: Sports Medicine 2 (1985), 334-347.
- MCCLEAN S.G./LIPFERT S.W./VAN DEN BOGERT, A.J.:** Effect of gender and defensive opponent on the biomechanics of sidestep cutting. In: Med Sci Sports Exerc 36 (2004), 1008-1016.
- MCPOIL, T.G./CORNWALL, M.W./YAMADA, W.:** A comparison of two in-Shoe plantar pressure measurement systems. The lower extremity 2 (2) (1995), 95-103.
- MILANI, T.L./KIMMESKAMP, S./HENNIG, E.M.:** Zusammenhang von biomechanischen Parametern und subjektiver Belastungswahrnehmung in Laufschuhen. In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin 48 (1997), 139-144.
- MILANI, TH.L./KIMMESKAMP, S.:** Pedobarographie – Entwicklung und Messtechnik. Unveröffentlichtes Manuskript des ersten Sommerkurses der Deutschen Gesellschaft für Biomechanik, Westfälische Wilhelms-Universität Münster (2000), 25-37.
- MILANI, TH.L./HENNIG, E.M.:** Biomechanische Testverfahren und Laufschuhforschung. In: Medizinisch Orthopädische Technik 3 (2002), 68-75.
- MILLER, D.I.:** Ground reaction forces in distance running. In: P.R. Cavanagh: Biomechanics of distance running. Champaign 1990, 203-224.

- MORTON, D.L.:** The human foot. Its evolution, physiology and functional disorders. New York: Columbia University Press 1995.
- MOTRIUK, H.U./NIGG, B.M.:** A technique for normalizing centre of pressure paths. *Journal of Biomechanics* 23 (1990), 927-932.
- MUNRO, C.F./MILLER, D.I./FUGLEVAND, A.J.:** Ground reaction forces in running: a reexamination. In: *Journal of Biomechanics* 20 (2) (1987), 147-155.
- NACHBAUER, W./NIGG, B.M.:** Effects of arch height of the foot on ground reaction forces in running. In: *Medicine and Science in Sports and Exercise* 24 (11) (1992), 1264-1269.
- NAWATA, K./NISHIHARA, S./ HAYASHI, I./TESHIMA, R.:** Plantar pressure distribution during gait in athletes with functional instability of the ankle joint: preliminary report. In: *Journal Orthop Sci* 10 (2005), 298-301.
- NIGG, B.M.:** External force measurements with sport shoes and playing surfaces. In: B.M. Nigg/B.A. Kerr: *Biomechanical aspects of sport shoes and playing surfaces*. Calgary 1983, 11-23.
- NIGG, B.M.:** Biomechanics, load analysis and sports injuries in the lower extremities. In: *Sports Medicine* 2 (1985), 367-379.
- NIGG, B.M.:** *Biomechanics of running shoes*. Human Kinetics Publishers, Champaign 1986.
- NIGG, B.M.:** Biomechanical analysis of ankle and foot movement. In: *Medicine and Sports in Science* 19 (1987), 22-29.
- NIGG, B.M.:** Biomechanical and orthopaedic concepts in sport shoe construction. In: *Medicine and Science in Sports and Exercise* 14 (1992), 595-602.
- NIGG, B.M.:** The role of impact forces and foot pronation: a new paradigm. In: *Clin J Sport Med* 11 (2001), 2-9.
- NIGG, B.M./EBERLE, G./FREI, D.:** Biomechanische Analyse von Fußinsuffizienzen. In: *Medizinisch-Orthopädische Technik* 97 (6) (1997), 178-180.
- NIGG, B.M./LÜTHI, S.:** Bewegungsanalysen beim Laufschuh. In: *Sportwissenschaft* 10 (3) (1980), 309-320.
- NIGG, B.M./BAHLSSEN, H.A./LUETHI, S.M./STOKES, S.:** The influence of running velocity and midsole hardness on external impact forces in heel-toe running. In: *Journal of Biomechanics* 20 (10) (1987), 951-959.
- NIGG, B.M./SEGESSER, B.:** Biomechanical and orthopaedic concepts in sport-shoe design. In: *Medicine and Science in Sports and Exercise* 24 (5) (1992), 595-602.
- NIGG, B.M./COLE, G.K./BRÜGGEMANN, G.P.:** Impact forces during heel-toe running. In: *Journal Appl Biom* 11 (1995), 407-432.
- NIGG, B.M./MACINTOSH, B.R./MESTER, J.:** *Biomechanics and biology of movement*. Human Kinetics: Champaign 2000.
- NIGG, B.M./STEFANYSHYN D./COLE, G./STERGIOU, P./MILLER, J.:** The effect of material characteristics of shoe soles on muscle activation and energy aspects during running. In: *J Biomech* 36 (2003), 569-575.
- NILSSON, J./THORSTENSSON, A./HALBERTSMA, J.:** Changes in leg movements and muscle activity with speed of locomotion and mode of progression in humans. In: *Acta Physiol Scand* 123 (4) (1985), 457-475.

- NITZSCHKE, E./LEONHARDT, R.:** Joggen-Überlastungsschäden am Bewegungsapparat. In: Sportverl. Sportsch. 5 (1991), 22-26.
- NOVACHECK, T.F.:** The biomechanics of running. In: Gait Posture 7 (1) (1998), 77-95.
- NUBER, G.W.:** Biomechanics of the foot and ankle during gait. In: Clinical Sports Medicine 7 (1) (1988), 1-13.
- OUNPUU, S.:** The biomechanics of walking and running. In: Clinical Sports Medicine 13 (4) (1994), 843-863.
- PAGLIANO, J./JACKSON, D.:** The ultimate study of running injuries. In: Runner's World 1980, 42-50.
- PAYNE, A.H.:** A comparison of the ground forces in race walking with those in normal walking and running. In: Biomechanics VII (1981), 293-301.
- RADIN, E.L./YANG, K.H./RIEGGER, C./KISH V.L./O'CONNOR, J.J.:** Relationship between lower limb dynamics and knee joint pain. J Orthop Res 9 (1991), 398-405.
- REINSCHMIDT, C./NIGG, B.M.:** Current issues in the design of running and court shoes. In: Sporverl Sportschad 14 (2000), 71-81.
- ROBBINS, S.E./HANNA, A.M.:** Running-related injury prevention through barefoot adaptations. In: Med Sci Sports Exerc 19 (1987), 148-156.
- ROBBINS, S.E./GOUW, G.J./HANNA, A.M.:** Running-related injury prevention through innate impact-moderating behaviour. In: Med Sci Sports Exerc 21 (1989), 130-139.
- ROBBINS, S.E./GOUW, G.J.:** Athletic footwear and chronic overloading. A brief review. In: Sports Med 9 (2) (1990), 76-85.
- RODGERS, M.M.:** Dynamic foot biomechanics. In: Journal Orthop Sports Phys Ther 21 (6) (1995), 306-316.
- ROSSI, W.A.:** Footwear: The primary cause of foot disorders. Part 2. In: Podiatry Management 2001, 129-138.
- ROST, R.:** Sport und Gesundheit. Springer-Verlag: Berlin, Heidelberg, New York 1994.
- ROY, S./IRVIN, R.:** Sports medicine. Prevention, evaluation, management and rehabilitation. Englewood 1983.
- SCHMIDTBLEICHER, D.:** Innervationsverhalten bei Landungen auf unterschiedlich harten Matten. In: Symposium ITB 1980.
- SCHNEIDER, E./CHAO, E.Y.:** Fourier analysis of ground reaction forces in normals and patients with knee joint disease. In: Journal of Biomechanics 16 (8) (1983), 591-601.
- SEGESSER, B.:** Ätiologie und Prävention von Sportverletzungen. In: Schweiz Z Sportmed 24 (1976), 99-129.
- SEGESSER, B./NIGG, B.M.:** Orthopädische und biomechanische Konzepte im Sportschuhbau. In: Sportverl Sportsch 7 (1993), 150-162.
- SHEPHARD, R.J./TAUNTON, J.E.:** Foot and ankle in sport and exercise. In: Hebbelinck, M./Shephard, R.J.: Medicine and sport science 23 (1987). Karger-Verlag: Basel.
- SOAMES, R.W./CLARK, C.:** Heel height induced changes in metatarsal loading patterns during gait. In: Biomechanics IX-A, Human Kinetics Press, Champaign 1985.

- STACOFF, A.P.:** Skeletal lower extremity motions during running. Doctoral dissertation. Calgary 1998.
- STACOFF, A./LÜTHI, S.M.:** Special aspects of shoe construction and foot anatomy. In: B.M. Nigg (Hrsg.): Biomechanics of running shoes. Champaign 1986, 117-138.
- STACOFF, A./DENOTH, J./KAELIN, X./STÜESSI, E.:** Running injuries and shoe construction: some possible relationships. In: International Journal of Sport Biomechanics 4 (1988), 342-357.
- STACOFF, A./REINSCHMIDT, C./NIGG, B.M./VANDENBOGERT, A.J./LUNDBERG, A./DENOTH, J./STÜSSI, E.:** Effects of shoe sole construction on skeletal motion during running. In: Med Sci Sports Exerc 33 (2001), 311-319.
- STEELE, J.R./MILBURN, P.D.:** Effect of different synthetic sport surfaces on ground reaction forces at landing in netball. In: International Journal of Sport Biomechanics 4 (1988), 130-145.
- STEFANYSHYN, D./NIGG, B.M.:** Shoe insert construction influences foot and leg movement. Proceedings of the Third Symposium on Functional Footwear. Tokio 1997, 28-29.
- STEFANNYSHN, D.J./STERGIOU, P./NIGG, B.M./ROZITIS, A.I./GOEPFERT, B.:** Do females require different running footwear. ISB Functional Footwear Group 2003.
- STOTT, J.R.R./HUTTON, W.C./STOKES, I.A.F.:** Forces under the foot. In: Journal of Bone and Joint Surgery 55-B (1973), 335-344.
- STÜSSI, E./KÄLIN, X./STACOFF, A.:** Biomechanische Aspekte zu Sportschuhen. Interner Bericht der ETH Zürich 1984, 1-30.
- STÜSSI, E./STACOFF, A./LUCCHINETTI, E.:** Dämpfung versus Stabilität. In: Sportverl Sportsch 7 (1993), 167-170.
- STÜSSI, E./DENOTH, J./MÜLLER, R./STACOFF, A.:** Sportmedizin und Rehabilitation – Böden und Schuhe. In: Orthopädie 26 (1997), 993-998.
- SUBOTNICK, S.I.:** The biomechanics of running. Implications for the prevention of foot injuries. In: Sports Medicine 2 (2) (1985), 144-153.
- SUBOTNICK, S.I.:** Sports medicine of the lower extremity. New York 1989.
- THOMPSON, M./LÜTHI, S.:** Effects of running shoe sole construction on dynamic foot stability. Proceedings of the Third Symposium on Functional Footwear. Tokio 1997, 60-61.
- THORDARSON, D.B.:** Running biomechanics. In: Clinical Sports Medicine 16 (2) (1997), 239-247.
- VAN MECHELEN, W.:** Running injuries. A review of the epidemiological literature. In: Sports Medicine 14 (1992), 320-335.
- VON TSCHARNER, V./GOEPFERT, B.:** Gender dependent EMGs of runners resolved by time/frequency and principal pattern analysis. In: J Electromyogr Kinesiol 13 (2003), 253-272.
- WAKELING, J.M., PASCUAL, S.A., NIGG, B.M.:** Altering muscle activity in the lower extremities by running with different shoes. Med Sci Sports Exerc 34 (2002), 1529-1532.
- WILLIAMS, K.R./CAVANAGH, P.R.:** Biomechanical studies of elite female distance runners. In: International Journal of Sports Medicine 8 (1987) Supplement, 107-118.

- WILKERSON, R.D./MASON, M.A.:** Differences in men's and women's mean ankle ligamentous laxity. *Iowa Orthop J* 20 (2000), 46-48.
- WILLEMS, T.M./DECLERCQ, D./DELBAERE, K./VANDERSTRAETEN, G./DECOCK, A./WITVROUW, E.:** A prospective study of gait related risk factors for exercise-related lower leg pain. In: *Gait Posture* 23 (2006), 91-98.
- WILMORE, J.H./COSTILL, D.L.:** *Physiology of sport and exercise. Human Kinetics: Champaign* 1994.
- WINTER, D.A.:** Overall principle of lower limb support during stance phase of gait. In: *Journal of Biomechanics* 13 (1980), 923-927.
- WINTER, D.A.:** Moments of force and mechanical power in jogging. In: *Journal of Biomechanics* 16 (1) (1983), 91-97.
- WIRHED, R.:** *Sport-Anatomie und Bewegungslehre. Schattauer-Verlag: Stuttgart* 1984.
- VOLOSHIN, A./WOSK, J.:** The effectiveness of heel-based replacement insoles on the kinetics and kinematics of locomotion. In: *Biomech.* 15 (1982), 21-27.
- WUNDERLICH, R.E./CAVANAGH, P.R.:** Gender differences in adult foot shape: Implications for shoe design. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, Apr 33 (4) (2001), 605-611.

## 7 Abkürzungsverzeichnis

<b>Abb.</b>	Abbildung
<b>BMI</b>	Body-Mass-Index ( $m^2/kg$ )
<b>cm</b>	Zentimeter
<b>COP</b> (Center of Pressure)	Druckschwerpunkt)
<b>CRF</b> (Case Report Form)	Probandenbogen
<b>d.h.</b>	das heißt
<b>FB</b>	Fußbreite
<b>FL</b>	Fußlänge
<b>Fmax</b> (Force maximum)	Maximalkraft, maximale vertikale Bodenreaktionskraft
<b>FTI</b> (Force Time Integral)	Kraft-Zeit Integral
<b>H</b>	Hypothese
<b>HM</b>	Halbmarathon
<b>Hz</b>	Hertz
<b>J</b>	Jahre
<b>Kap.</b>	Kapitel
<b>kg</b>	Kilogramm
<b>km/h</b>	Kilometer/Stunde
<b>m</b>	Meter
<b>m<sup>2</sup></b>	Quadratmeter
<b>min</b>	Minute
<b>M</b>	Maske
<b>Ma</b>	Marathon
<b>n</b>	Anzahl
<b>p</b>	Irrtumswahrscheinlichkeit
<b>sec</b>	Sekunde
<b>sog.</b>	sogenannt
<b>Tab.</b>	Tabelle
<b>UG<sub>M</sub></b>	Untersuchungsgruppe männlich
<b>UG<sub>W</sub></b>	Untersuchungsgruppe weiblich
<b>UEX</b>	untere Extremität
<b>vgl.</b>	vergleiche
<b>z.B.</b>	zum Beispiel

## 8 Abbildungsverzeichnis

Abb. 1:	Barfuß-Druckverteilungsmessung (Emed-Plattform) (Quelle: <a href="http://www.novel.de">www.novel.de</a> )	12
Abb. 2:	In-Schuh-Druckverteilungsmessung (Pedar-Messsohle)	13
Abb. 3:	Schematische Darstellung des Verlaufs der Messungen	14
Abb. 4:	Versuchsaufbau	15
Abb. 5:	Darstellung der Aufteilung des Fußes in sieben funktional-anatomische Regionen (Masken) (nach MAIWALD/GRAU/KRAUß/HORSTMANN)	17
Abb. 6a:	Druckbild eines Abrollvorgangs des linken Fußes mit berechneter Ganglinie, gemessen mit der Emed-Platte	20
Abb. 6b:	Druckbild eines Abrollvorgangs des rechten Fußes mit berechneter Ganglinie, gemessen mit der Pedar Einlegesohle	20
Abb. 7a:	Darstellung der Ganglinie und des COP beim Abstoßpunkt	21
Abb. 7b:	Einbettung des COP bei $F_{max}$ in ein Koordinatensystem: die x-Achse verläuft tangential zur Zehenspitze, die y-Achse tangential der lateralen Fußkante	21
Abb. 8:	Darstellung des FTI während eines Abrollvorgangs im Gehen (barfuß)	25
Abb. 9:	Exemplarische Darstellung und Erläuterung des Diagramms	30
Abb. 10:	Trainingsschuhe der Läufer ( $UG_M$ )	34
Abb. 11:	Trainingsschuhe der Läuferinnen ( $UG_W$ )	34
Abb. 12:	Vergleich des prozentualen Abstands zwischen Ferse und COP beim Abstoßpunkt im Verhältnis zur gesamten Fußlänge (FL) (links), Vergleich des prozentualen Abstands zwischen COP beim Abstoßpunkt und den Zehen im Verhältnis zur gesamten Fußlänge (FL) (rechts)	35

Abb. 13:	Vergleich des prozentualen Abstands des COP bei $F_{max}(x)$ vom lateralen Fußrand im Verhältnis zur gesamten Fußbreite (FB) (links), Vergleich des prozentualen Abstands des COP bei $F_{max}(y)$ von der Zehenspitze im Verhältnis zur gesamten Fußlänge (FL) (rechts)	36
Abb. 14:	Vergleich der normierten Maximalkraft ( $F_{max}$ ) des gesamten Fußes (links), Vergleich der auf die Maske M1 wirkenden normierten Maximalkraft ( $F_{max}$ ) (rechts)	38
Abb. 15:	Vergleich der auf die Maske M2 wirkenden normierten Maximalkraft ( $F_{max}$ ) (links), Vergleich der auf die Maske M3 wirkenden normierten Maximalkraft ( $F_{max}$ ) (rechts)	38
Abb. 16:	Vergleich der auf die Maske M4 wirkenden normierten Maximalkraft ( $F_{max}$ ) (links), Vergleich der auf die Maske M5 wirkenden normierten Maximalkraft ( $F_{max}$ ) (rechts)	39
Abb. 17:	Vergleich der auf die Maske M6 wirkenden normierten Maximalkraft ( $F_{max}$ ) (links), Vergleich der auf die Maske M7 wirkenden normierten Maximalkraft ( $F_{max}$ ) (rechts)	39
Abb. 18:	Vergleich des an der Maske M1 resultierenden Kraft-Zeit Integrals (FTI) im Verhältnis zum auftretenden FTI des gesamten Fußes in Prozent (links), Vergleich des an der Maske M2 resultierenden Kraft-Zeit Integrals (FTI) im Verhältnis zum auftretenden FTI des gesamten Fußes in Prozent (rechts)	40
Abb. 19:	Vergleich des an der Maske M3 resultierenden Kraft-Zeit Integrals (FTI) im Verhältnis zum auftretenden FTI des gesamten Fußes in Prozent (links), Vergleich des an der Maske M4 resultierenden Kraft-Zeit Integrals (FTI) im Verhältnis zum auftretenden FTI des gesamten Fußes in Prozent (rechts)	41
Abb. 20:	Vergleich des an der Maske M5 resultierenden Kraft-Zeit Integrals (FTI) im Verhältnis zum auftretenden FTI des gesamten Fußes in Prozent (links), Vergleich des an der Maske M6 resultierenden Kraft-Zeit Integrals (FTI) im Verhältnis zum auftretenden FTI des gesamten Fußes in Prozent (rechts)	42

Abb. 21:	Vergleich des an der Maske M7 resultierenden Kraft-Zeit Integrals (FTI) im Verhältnis zum auftretenden FTI des gesamten Fußes in Prozent	42
Abb. 22:	Vergleich des resultierenden medialen Kraft-Zeit Integrals (FTI) im Verhältnis zum auftretenden FTI des gesamten Fußes in Prozent (links), Vergleich des resultierenden lateralen Kraft-Zeit Integrals (FTI) im Verhältnis zum auftretenden FTI des gesamten Fußes in Prozent (rechts)	43
Abb. 23:	Vergleich des resultierenden Kraft-Zeit Integrals (FTI) des Vorfußes im Verhältnis zum auftretenden FTI des gesamten Fußes in Prozent (links), Vergleich des resultierenden Kraft-Zeit Integrals (FTI) des Mittelfußes im Verhältnis zum auftretenden FTI des gesamten Fußes in Prozent (rechts)	44
Abb. 24:	Vergleich des resultierenden Kraft-Zeit Integrals (FTI) des Rückfußes im Verhältnis zum auftretenden FTI des gesamten Fußes in Prozent	45
Abb. 25:	Vergleich des prozentualen Abstands zwischen Ferse und COP beim Abstoßpunkt im Verhältnis zur gesamten Fußlänge (FL) (links), Vergleich des prozentualen Abstands zwischen COP beim Abstoßpunkt und den Zehen im Verhältnis zur gesamten Fußlänge (FL) (rechts)	48
Abb. 26:	Vergleich des prozentualen Abstands des COP bei $F_{max}(x)$ vom lateralen Fußrand im Verhältnis zur gesamten Fußbreite (FB) (links), Vergleich des prozentualen Abstands des COP bei $F_{max}(y)$ von der Zehenspitze im Verhältnis zur gesamten Fußlänge (FL) (rechts)	49
Abb. 27:	Vergleich der normierten Maximalkraft ( $F_{max}$ ) des gesamten Fußes (links), Vergleich der auf die Maske M1 wirkenden normierten Maximalkraft ( $F_{max}$ ) (rechts)	50
Abb. 28:	Vergleich der auf die Maske M2 wirkenden normierten Maximalkraft ( $F_{max}$ ) (links), Vergleich der auf die Maske M3 wirkenden normierten Maximalkraft ( $F_{max}$ ) (rechts)	50
Abb. 29:	Vergleich der auf die Maske M4 wirkenden normierten Maximalkraft ( $F_{max}$ ) (links), Vergleich der auf die Maske M5 wirkenden normierten Maximalkraft ( $F_{max}$ ) (rechts)	51

Abb. 30:	Vergleich der auf die Maske M6 wirkenden normierten Maximalkraft ( $F_{max}$ ) (links), Vergleich der auf die Maske M7 wirkenden normierten Maximalkraft ( $F_{max}$ ) (rechts)	51
Abb. 31:	Vergleich des an der Maske M1 resultierenden Kraft-Zeit Integrals (FTI) im Verhältnis zum auftretenden FTI des gesamten Fußes in Prozent (links), Vergleich des an der Maske M2 resultierenden Kraft-Zeit Integrals (FTI) im Verhältnis zum auftretenden FTI des gesamten Fußes in Prozent (rechts)	52
Abb. 32:	Vergleich des an der Maske M3 resultierenden Kraft-Zeit Integrals (FTI) im Verhältnis zum auftretenden FTI des gesamten Fußes in Prozent (links), Vergleich des an der Maske M4 resultierenden Kraft-Zeit Integrals (FTI) im Verhältnis zum auftretenden FTI des gesamten Fußes in Prozent (rechts)	52
Abb. 33:	Vergleich des an der Maske M5 resultierenden Kraft-Zeit Integrals (FTI) im Verhältnis zum auftretenden FTI des gesamten Fußes in Prozent (links), Vergleich des an der Maske M6 resultierenden Kraft-Zeit Integrals (FTI) im Verhältnis zum auftretenden FTI des gesamten Fußes in Prozent (rechts)	53
Abb. 34:	Vergleich des an der Maske M7 resultierenden Kraft-Zeit Integrals (FTI) im Verhältnis zum auftretenden FTI des gesamten Fußes in Prozent	53
Abb. 35:	Vergleich des resultierenden medialen Kraft-Zeit Integrals (FTI) im Verhältnis zum auftretenden FTI des gesamten Fußes in Prozent (links), Vergleich des resultierenden lateralen Kraft-Zeit Integrals (FTI) im Verhältnis zum auftretenden FTI des gesamten Fußes in Prozent (rechts)	54
Abb. 36:	Vergleich des resultierenden Kraft-Zeit Integrals (FTI) des Vorfußes im Verhältnis zum auftretenden FTI des gesamten Fußes in Prozent (links), Vergleich des resultierenden Kraft-Zeit Integrals (FTI) des Mittelfußes im Verhältnis zum auftretenden FTI des gesamten Fußes in Prozent (rechts)	55
Abb. 37:	Vergleich des resultierenden Kraft-Zeit Integrals (FTI) des Rückfußes im Verhältnis zum auftretenden FTI des gesamten Fußes in Prozent	55

## 9 Tabellenverzeichnis

Tab. 1:	Endgültige Gruppengröße und Gruppencharakteristik in der Barfuß-Druckverteilungsmessung (Emed-Plattform)	8
Tab. 2:	Endgültige Gruppengröße und Gruppencharakteristik In der In-Schuh-Druckverteilungsmessung (Pedar)	8
Tab. 3:	Gruppengröße und Charakteristik der Gesamtstichprobe	31
Tab. 4:	Charakterisierung der Gesamtstichprobe bezüglich der Trainingsgestaltung bzw. des Trainingsalters	32
Tab. 5:	Trainingsuntergrund der Gesamtstichprobe	33

## 10 Anhang

- Definitionen
  - a) Trainingsspezifische Variablen
  - b) Pronation
- Informationsblatt zur Studie
- Einwilligungserklärung zur Studie
- Probandenbogen (CRF)

## Definitionen

### **a) Trainingsspezifische Variablen**

Trainingseinheit: wöchentliche Anzahl der Trainingstage

Trainingsstunde: wöchentliche Gesamttrainingszeit in Stunden

Trainingsumfang: wöchentlich gelaufene Trainingskilometer

Laufgeschwindigkeit: Geschwindigkeit während des Lauftrainings in km/h

Trainingsalter: Anzahl der Jahre seit Beginn des Lauftrainings

Trainingsuntergrund: Bodenbeschaffenheit während des Lauftrainings,  
z.B. Asphalt, Schotter, Kies, Erde/Humus, Tartan,  
Kunststoff oder sonstiger Untergrund

Trainingsschuh: Laufschuh während des Lauftrainings,  
z.B. Neutral- oder Stabilschuh

## **b) Pronation**

Die Pronation ist die dominierende Bewegung während der Standphase des Gangzyklus und deshalb ein wesentlicher funktioneller Bestandteil der normalen Laufbewegung. Die Pronation ist nach STACOFF/REINSCHMIDT/NIGG/VANDENBOGERT/LUNDBERG/DENOTH/STÜSSI (2001) durch das Sprunggelenk mit einer Tibiainnenrotation gekoppelt. Diese mechanische Kopplung zwischen Tibia und Fußgelenken wird als Hauptursache für Kniebeschwerden beim Laufen diskutiert (STÜSSI/DENOTH/MÜLLER/STACOFF 1997). Ein Kraftfluß innerhalb der Tibia von distal nach proximal wirkt sich dabei negativ aus (BELLCHAMBER/VANDENBOGERT 2000). 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/NIGG 1993). Der Bremsweg wird verlängert und die Bremskraft verringert. Des Weiteren dient die Pronation der Lastenverteilung von lateral nach medial sowie von der Ferse auf Mittel- und Vorfuß. Bei Zunahme der Pronation lässt sich eine erhöhte Aktivität der Extensorengruppe der Unterschenkelmuskulatur feststellen, bei gleichzeitig verminderter Aktivität der Flexorengruppe (KOMI/HYVARINEN/GOLLHOFER/KVIST 1993). Überbeanspruchung und Überbelastung der unteren Extremitäten können als Folge wiederholter Einwirkung der vermehrten Pronation resultieren.

## Informationsblatt zur Studie

### Klinische, biomechanische und trainingsspezifische Charakteristika männlicher und weiblicher Läufer

Proband (vor-, Nachname): \_\_\_\_\_

Geburtstag: \_\_\_\_\_

Probandennummer: \_\_\_\_\_

In der medizinischen Klinik und Poliklinik, Abt. Sportmedizin der Universität Tübingen findet unter der Leitung von Dr. Stefan Grau (Studienleitung), Dr. Pia Janßen (Prüfarzt) und Inga Krauß (Studienleitung) eine von der *Firma Nike* finanziell unterstützte Untersuchung statt, die sich inhaltlich mit klinischen, biomechanischen und trainingsspezifischen Charakteristika männlicher und weiblicher Läufer befasst. Ziel ist es, geschlechtsspezifische Besonderheiten weiblicher Sportlerinnen zu erfassen, um diese in die Entwicklung neuer, speziell auf die Bedürfnisse weiblicher Läuferinnen abgestimmte Laufschuhe einfließen zu lassen. Hierfür ist zunächst ein Vergleich gesunder männlicher und weiblicher Probanden notwendig. Neben der Untersuchung gesunder Probanden sollen im Rahmen dieser Studie auch Frauen mit spezifischen Kniebeschwerden eingeschlossen werden. Von Interesse ist hierbei, ob sich gesunde und verletzte Frauen in Bezug auf die oben genannten Charakteristika unterscheiden. Als Verletzungen wurden das Patellaspitzensyndrom, das sogenannte „Springerknie“ und das Iliotibiale Bandsyndrom, besser bekannt als „Läuferknie“, ausgewählt. Beim ersteren leidet der Sportler unter Schmerzen am unteren Rand der Kniescheibe bzw. im Verlauf der Sehne des vierköpfigen Oberschenkelstreckers, beim zweiten genannten Krankheitsbild äußern sich die Schmerzen am äußeren Bereich des Kniegelenke auf Höhe des Oberschenkels.

Die Studie findet an einem Tag statt. Die biomechanische Messung wird in der Sporthalle durchgeführt. Druckmessungen barfuss und im Schuh im Gehen und im Laufen werden nacheinander durchgeführt. Bei der Barfußmessung geht der Proband jeweils mit dem rechten und linken Bein zehnmal über eine in den Boden eingelassene Druckmessplatte. Bei der Messung im Schuh (*Typ Skylon* der *Firma Nike*) läuft der Teilnehmer bei durchschnittlich 12 km/h eine Strecke von 40 Metern. Dabei werden zusätzlich Einlegesohlen der *Firma Novel* verwendet, die Druckwerte an der Fußsohle während des Laufens messen. Diese Messung wird je Seite fünfmal durchgeführt. Anschließend wird diese Strecke bei der genannten Geschwindigkeit auch barfuss gelaufen. Vor der Messung werden am Knie und am Sprunggelenk Beschleunigungsmesser angebracht, die Daten über die Beschleunigung der Knie- und Sprunggelenke nach innen und außen liefern sollen.

Die biomechanische Messung wird voraussichtlich eine Stunde dauern.

Im Anschluss daran findet der zweite Teil der Untersuchung in der Sportmedizin Tübingen, Silcherstraße 5 statt. Im Rahmen einer orthopädischen Eingangsuntersuchung wird der klinische Befund diagnostiziert. Für die gesunden Teilnehmer bedeutet dies, dass bei dieser Untersuchung durch den Prüfarzt keine Beschwerden im Bereich der unteren Gliedmaße dokumentiert werden. Probandinnen, die eine der oben genannten Verletzungen haben, werden im Rahmen dieser Untersuchung in die Studie eingeschlossen, sofern sich die Diagnose im Rahmen der Untersuchung bestätigt. Für alle Probanden ergänzt eine Beurteilung des Kniegelenks in Hinblick

auf Stabilität und Beschwerden den orthopädischen Eingangsbefund. Es folgt eine klinische Untersuchung, bei der Beweglichkeit, Dehnfähigkeit und Körpermaße erfasst werden. Von Interesse sind auch die Schmerzanamnese und die Erhebung von Trainingsdaten.

Mit Hilfe eines Fußscanners, der ein dreidimensionales Bild der Fußkonturen durch Laserabtastung erstellt, werden die Daten ergänzt. Hierbei steht der Proband wenige Sekunden auf einer Glasplatte. Die Laserstrahlen sind in der vorliegenden Form nicht gesundheitsschädigend, da zum einen durch eine Abdeckung der Augenkontakt mit den Strahlen verhindert wird und es sich darüber hinaus um eine gepulste Anwendung handelt, die keinerlei gesundheitliche Risiken hat.

Abschließend wird die Maximalkraft und die Kraftausdauer der Kniebeuger und Kniestrecker beurteilt. Dafür sitzt der Proband auf einem isokinetischen Messgerät, welches bei einer immer gleich bleibenden Bewegungsgeschwindigkeit dem Probanden einen individuellen Widerstand entgegenbringt. Diese Kraftmessung kann in den folgenden Tagen zu einem Muskelkater führen. Dies sollte bei der Trainings- und Wettkampfplanung berücksichtigt werden. Der zweite Teil der Messungen nimmt voraussichtlich 2 Stunden in Anspruch.

Die gesamte Messung dauert etwa 3,5 Stunden.

Probanden, die erfolgreich an der Untersuchung teilgenommen haben, erhalten als Aufwandsentschädigung ein Funktionsshirt der *Firma Nike* im Wert von etwa 50 €.

Die im Rahmen dieser Studie erhobenen Daten werden ohne Namensnennung auf Fragebögen und elektronischen Datenträgern aufgezeichnet.

Die Weitergabe der erhobenen Daten an Dritte (d.h. an Personen, die mit der weiteren Bearbeitung der Daten betraut sind), die Auswertung sowie die Veröffentlichung der Daten erfolgt ausschließlich in anonymisierter Form (d.h., ein Personenbezug kann allein anhand dieser Daten nicht hergestellt werden).

Der Sponsor der Untersuchung erhält während und nach Beendigung der Untersuchung einen Zwischen- und Abschlussbericht.

Die Teilnahme an der Untersuchung ist vollkommen freiwillig und die Probanden können jederzeit ihr Einverständnis ohne Angaben von Gründen und ohne Nachteile widerrufen,

Mit Ausnahme des durch die Kraftmessung möglicherweise auftretenden Muskelkaters, entstehen für die weitere Teilnahme an sportlichen Aktivitäten keinerlei Nachteile.

Die Probanden der Studie können durch ihre Teilnahme neben neuen Erkenntnissen über ihre persönlichen Laufgewohnheiten auch dazu beitragen, dass die Laufschuhentwicklung vorangetrieben wird.

Im Rahmen der Untersuchung wurde für die Teilnehmer und Teilnehmerinnen eine Wegeunfallversicherung beim *Versicherungsdienst Ecclesia GmbH, Policennummer 0030 33 1301* abgeschlossen. Um den Versicherungsschutz nicht zu gefährden, sind Ihrerseits einige Bedingungen einzuhalten. Jede Verschlechterung Ihres Gesundheitszustands, die als Folge eines Unfalls auf dem Hin- oder Rückweg zum Studienort eingetreten sein könnte, muss unverzüglich dem Prüfarzt angezeigt werden, damit er diesen Vorfall der Versicherung melden kann. Sie müssen alle zweckmäßigen Maßnahmen treffen, die der Aufklärung der Ursache oder des Umfangs eines Schadens sowie dessen Minderung dienen. Im Falle eines Todesfalles muss die Versicherung unverzüglich benachrichtigt werden. Während der Dauer der klinischen Prüfung, 3 Tage vor dem Beginn und 30 Tage nach dem Abschluss der Studienteilnahme dürfen Sie an keiner anderen klinischen Prüfung teilnehmen.

# Einwilligungserklärung zur Studie

## Klinische, biomechanische und trainingspezifische Charakteristika männlicher und weiblicher Läufer

Proband/in: \_\_\_\_\_

(Name, Vorname)

Geb.-Datum:     \_\_ . \_\_ . \_\_\_\_

Probanden-Nr.:     \_\_ \_\_

Hiermit bestätige ich, dass ich über Ziele, die Dauer, den Ablauf und den Nutzen der Studienteilnahme aufgeklärt wurde.

Nachdem ich mündlich über die Studie aufgeklärt wurde, habe ich das Informationsblatt gelesen; ich hatte die Möglichkeit, dazu Fragen zu stellen. Eine Kopie des Informationsblattes und der Einwilligungserklärung habe ich erhalten.

Ich bestätige,

- dass ich darüber informiert wurde, dass die Teilnahme an der Untersuchung vollkommen freiwillig ist und dass ich das Einverständnis jederzeit ohne Angaben von Gründen und ohne Nachteile widerrufen kann,
- dass ich über den Umgang mit personenbezogenen Daten informiert wurde,
- dass ich über den Abschluss einer Wegeunfallversicherung für die Probanden informiert und über meine Obliegenheiten gegenüber der Versicherungsgesellschaft aufgeklärt wurde.

Ich erkläre mich damit einverstanden, dass im Rahmen dieser Studie erhobene Daten ohne Namensnennung auf Fragebögen und elektronischen Datenträgern aufgezeichnet werden.

Die Weitergabe der erhobenen Daten an Dritte (d.h. an Personen, die mit der weiteren Bearbeitung der Daten betraut sind), die Auswertung sowie die Veröffentlichung der Daten erfolgt ausschließlich in anonymisierter Form (d.h., ein Personenbezug kann allein anhand dieser Daten nicht hergestellt werden).

Außerdem erkläre ich mich damit einverstanden, dass ein autorisierter und zur Verschwiegenheit verpflichteter Beauftragter der zuständigen Überwachungsbehörde oder der zuständigen Bundesoberbehörde in meine beim Prüfarzt vorhandenen personenbezogenen Daten Einsicht nehmen kann, soweit dies für die Überprüfung der Studie notwendig ist. Für diese Maßnahme entbinde ich den Prüfarzt von der ärztlichen Schweigepflicht.

Tübingen, den \_\_. \_\_. \_\_\_\_

\_\_\_\_\_  
Unterschrift des Teilnehmers / der Teilnehmerin



## Women's Running

Geburtsdatum:                    \_\_ \_\_ . \_\_ \_\_ . \_\_ \_\_ \_\_ \_\_

Probanden-Nr.:                    \_\_ \_\_ \_\_

Initialen:                        \_\_ \_\_ ♂           ♀

<u>Notizen:</u> _____ _____ _____ _____ _____ _____
---

Gesund männlich

Gesund weiblich

Terminvereinbarung:

**Teil 1:** Klinische Untersuchung

*geplant:*

\_\_ \_\_ . \_\_ \_\_ . \_\_ \_\_  
Uhrzeit: \_\_ \_\_ : \_\_ \_\_

*stattgefunden:*

\_\_ \_\_ . \_\_ \_\_ . \_\_ \_\_  
Uhrzeit: \_\_ \_\_ : \_\_ \_\_

**Teil 2:** Messung  
(Biomechanische Messung)

\_\_ \_\_ . \_\_ \_\_ . \_\_ \_\_  
Uhrzeit: \_\_ \_\_ : \_\_ \_\_

\_\_ \_\_ . \_\_ \_\_ . \_\_ \_\_  
Uhrzeit: \_\_ \_\_ : \_\_ \_\_

CRF auf Vollständigkeit geprüft

I: In Datenbank übertragen am \_\_ \_\_ . \_\_ \_\_ . \_\_ \_\_ von: \_\_\_\_\_  
II: In Datenbank übertragen am \_\_ \_\_ . \_\_ \_\_ . \_\_ \_\_ von: \_\_\_\_\_

## Rekrutierung des Probanden durch:

Lauffreieff

Arzt  Name: \_\_\_\_\_

Presse

Sonstiges  \_\_\_\_\_

## Ein- und Ausschlusskriterien

**Einschlusskriterien erfüllt?**

JA  NEIN

- ✓ Beschwerdefreiheit seit mindestens sechs Monaten
- ✓ Gesunde männliche und gesunde weibliche Probanden im Alter zwischen 18 und 50 Jahren
- ✓ Wöchentliches Laufpensum von mindestens 20 Trainingskilometern im Ausdauerbereich
- ✓ Der Proband kann nach mündlicher und schriftlicher Aufklärung über die Ziele und Inhalte der Studie seine Einwilligung zu seiner Teilnahme abgeben.

**Ausschlusskriterien erfüllt?**

JA  NEIN

- ✓ Therapeutische Maßnahmen in den vergangenen sechs Monaten (Physiotherapie, Medikamente, Einlagenversorgung, ...)
- ✓ Voroperationen im Bereich des Kniegelenks
- ✓ Beschwerden an der unteren Extremität
- ✓ Akuter oder chronischer Allgemeininfekt
- ✓ regelmäßige Medikamenteneinnahme (sofern bedenkliche Substanz), Alkoholabusus
- ✓ Teilnahme an einer anderen klinischen Studie innerhalb der letzten 30 Tage
- ✓ Prüfzentrum zu weit vom Wohnort entfernt
- ✓ Fehlende Compliance während der Therapiephase

Bemerkungen:

---

### **Probandenaufklärung**

***Der Proband wurde von mir über Wesen, Bedeutung und Tragweite dieser klinischen Prüfung aufgeklärt (gem. AMG § 40, 41), die Probandeninformation wurde ausgehändigt, und der Proband hat die Teilnahme freiwillig erklärt:***

JA  Die schriftliche Einverständniserklärung erfolgte am . .  NEIN

.

---

Daten vollständig und korrekt erhoben: . .  \_\_\_\_\_

# Klinische Eingangsuntersuchung

Datum der Untersuchung:

\_\_ . \_\_ . \_\_\_\_

## Orthopädischer Befund

Untersuchender Arzt:

Janßen

Vertretung: \_\_\_\_\_

**Diagnose:** kein Befund

Beschwerden im Bereich der UEX (Drop-out!)

Bemerkungen:

---

---

---

---

---

## Anthropometrische Daten

Größe: \_\_\_\_\_ cm

Gewicht: \_\_\_\_\_ kg

BMI: \_\_\_\_\_ kg/m<sup>2</sup>

Bemerkungen:

---

---

---

---

---

# Trainingsspezifische Daten

## Laufspezifische Anamnese

Trainingsalter in Monaten bzw. Jahren

\_\_  
Monate

\_\_  
Jahre

Laufpensum pro Woche im Jahr 2002:

\_\_\_  
km

Mittleres Lauftempo bzw. mittlere Belastung im Jahr 2002:

Geschwindigkeit: \_\_  
km/h

Zeit: \_\_  
min/km

Herzfrequenz: \_\_\_  
min<sup>-1</sup>

Bisherige Laufbestzeit über 10 km:

\_\_ : \_\_ : \_\_  
h min sec

Jahr: \_\_\_\_

Bisherige Laufbestzeit über HM:

\_\_ : \_\_ : \_\_  
h min sec

Jahr: \_\_\_\_

Bisherige Laufbestzeit über Ma:

\_\_ : \_\_ : \_\_  
h min sec

Jahr: \_\_\_\_

Laufeinheiten pro Woche (Durchschnittswert für das Jahr 2002):

\_\_

Laufzeit pro Woche (Durchschnittswert für das Jahr 2002):

\_\_ Stunden

Auf welchem Laufuntergrund sind Sie bisher gelaufen (vgl. Fotos)?

Schotter \_\_ %

Kies \_\_ %

Erde/Humus \_\_ %

Asphalt \_\_ %

Tartan \_\_ %

Kunststoff \_\_ %

anderer Untergrund: \_\_\_\_\_ %

Bemerkungen:

---

---

---

---

# Biomechanische Untersuchung

Datum der Untersuchung:                 .      .                    

Zuständiger Untersuchungsleiter:            \_\_\_\_\_

Studienausschluss wegen unzureichender Compliance?            JA     NEIN

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

## Messablauf

1. Lichtschranken in zwei Abständen (1m und 40 m) aufgestellt und getestet
2. Barfußdruckverteilungsmessung – Plattform *EMED-SF* der Firma *NOVEL*:  
Geschwindigkeit in Tabelle eintragen (5 km/h  $\pm$  5%)

	rechts [km/h]	links [km/h]
	3 Probeschritte <input type="checkbox"/>	3 Probeschritte <input type="checkbox"/>
1		
2		
3		
4		
5		
6		
7		
8		
9		
10		

3. In-Schuh-Druckverteilungsmessung (Neutralschuh „Skylon“ der Firma *NIKE*), einseitig randomisierte Pedar mobil Druckmesssohle der Firma *NOVEL*:

Geschwindigkeit in Tabelle eintragen (12 km/h  $\pm$  5%) □

	rechts [km/h]	links [km/h]
1		
2		
3		
4		
5		

Bemerkungen:

---



---



---



---



---

Welche Laufschuhe tragen Sie bisher? (Typ: Stabilschuh, Neutralschuh)

Schuhtyp	Firma	Modell	Typ	Alter in Monaten	Damit gelaufen
Trainingsschuh 1					km
Trainingsschuh 2					km
Wettkampfschuh					km
Spike					km

## Checkliste Biomechanische Untersuchung

- Emed-SF: 10 Schritte je Seite
- Emed-SF: Daten gespeichert
- Emed-SF: Ganggeschwindigkeiten notiert
  
- Pedar mobil: 2 Durchgänge
- Pedar mobil: Daten gespeichert
- Pedar mobil: Laufgeschwindigkeiten notiert
  
- Schuhtyp

---

Daten vollständig und korrekt erhoben:    JJ . JJ . JJ    \_\_\_\_\_



## 11 Lebenslauf

Persönliche Daten	Christopher Constantin Komma, geb. am 24.05.1975 in Ostfildern-Ruit, katholisch, ledig	
Schulbildung	1981 – 1985	Grundschule Esslingen
	1985 – 1991	Mörike-Gymnasium Esslingen
	1991 – 1994	John-F.-Kennedy Schule, Wirtschaftsgymnasium Esslingen
	1994	Abitur
Zivildienst	1994 – 1995	Altenheim Obertor Esslingen, Bereich Ergotherapie
Hochschulstudium	1995 – 2000	Studium der Sportwissenschaft, Eberhard-Karls-Universität Tübingen
	2000	Diplomprüfung Diplom-Sportwissenschaftler
	2000 – 2006	Studium der Humanmedizin, Eberhard-Karls-Universität Tübingen
	2002	Ärztliche Vorprüfung
	2003	Erster Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
	2005	Zweiter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
	2005 – 2006	Praktisches Jahr: Paracelsus-Krankenhaus Ruit, Klinik für Chirurgie Paracelsus-Krankenhaus Ruit, Klinik für Innere Medizin Universitätsklinikum Tübingen, Klinik für Orthopädie
	23.05.2006	Dritter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
	2006	Approbation als Arzt
	2006	Assistenzarzt Medizinische Klinik Kreiskrankenhaus Backnang