

INGA KRAUß

FRAUENSPEZIFISCHE LAUFSCHUHKONZEPTION

**EINE BETRACHTUNG AUS KLINISCHER, BIOMECHANISCHER
UND ANTHROPOMETRISCHER SICHT**

Dissertation

zur

Erlangung des akademischen Grades

Doktor der Sozialwissenschaften

in der Fakultät

für Sozial- und Verhaltenswissenschaften

der Eberhard-Karls-Universität Tübingen

2006

In Dank für meinen Vater

In Gedanken an meine Mutter

INHALTSVERZEICHNIS

1	Einleitung und Fragestellung	1
1.1	Problemstellung	1
1.2	Zielsetzung und Aufbau der Arbeit	4
1.3	Stand der Forschung	5
1.3.1	Geschlechtsdifferenzen mit Bezug zu möglichen Pathomechanismen.....	6
1.3.2	Fußanthropometrie unter Berücksichtigung geschlechtsspezifischer Differenzen...8	
1.3.3	Dämpfungseigenschaften von Laufschuhen	12
1.3.4	Pronationskontrolle durch den Laufschuh	17
1.3.5	Defizite bisheriger Untersuchungen.....	22
1.4	Fragestellung	24
2	Stichprobe und Methoden	25
2.1	Klinische und biomechanische Untersuchung	25
2.1.1	Stichprobe	25
2.1.2	Einverständniserklärung, Ein- und Ausschlusskriterien	26
2.1.3	Übersicht Messablauf.....	27
2.1.4	Klinische Untersuchung.....	27
2.1.5	Plantare Druckverteilung im Laufen.....	29
2.1.6	3-D-Kinematik der unteren Extremität.....	34
2.2	Anthropometrische Untersuchung der Fußmorphologie	43
2.2.1	Stichprobe	43
2.2.2	Einverständniserklärung, Ein- und Ausschlusskriterien	43
2.2.3	Datenerhebung.....	44
2.2.4	Datenanalyse.....	45
2.2.5	Beschreibung der Variablen.....	49
2.2.6	Testgüte	52
2.3	Statistik	55
2.3.1	Reproduzierbarkeitsprüfung.....	55
2.3.2	Deskriptive Datenanalyse.....	55
2.3.3	Student's T-Test.....	57
2.3.4	Clusteranalyse	57
2.3.5	Zusammenhangsmaße	60

3	Ergebnisse	61
3.1	Klinische und biomechanische Untersuchung	61
3.1.1	Orthopädischer und physiotherapeutischer Befund.....	61
3.1.2	Plantare Druckverteilung.....	65
3.1.3	3-D-Kinematik der unteren Extremität.....	69
3.2	Anthropometrische Untersuchung der Fußmorphologie	84
3.2.1	Reproduzierbarkeitsprüfung der Fußmaße.....	84
3.2.2	Beschreibung der Stichprobe.....	86
3.2.3	Darstellung diskreter Maße im Geschlechtsvergleich.....	87
3.2.4	Größenunabhängiger Vergleich der Fußmaße.....	98
3.2.5	Klassifikation von Fußtypen.....	100
3.3	Vergleich der weiblichen Fußmorphologie mit einem Laufschuhleisten - Ansätze zur Gradierungsoptimierung	103
3.3.1	Reproduzierbarkeitsprüfung der Leistenmaße.....	103
3.3.2	Klassifikation weiblicher Fußtypen.....	104
3.3.3	Deskriptive Darstellung der Fuß- und Leistenmaße.....	107
3.3.4	Gradierungsoptimierung unter Berücksichtigung der weiblichen Fußmorphologie	114
4	Diskussion	129
4.1	Testgüte der verwendeten Untersuchungsmethoden	129
4.1.1	Testgüte klinischer Untersuchungen.....	129
4.1.2	Testgüte plantarer Druckverteilung.....	130
4.1.3	Testgüte 3-D-Kinematik.....	132
4.1.4	Testgüte 3-D-Fußscanner.....	134
4.2	Worin unterscheiden sich weibliche und männliche Läufer hinsichtlich klinischer, biomechanischer und anthropometrischer Variablen?	135
4.2.1	Laxität, Beweglichkeit und Flexibilität.....	135
4.2.2	Medialer Kollaps.....	136
4.2.3	Stoßdämpfungsmechanismen.....	141
4.2.4	Fußmorphologie.....	145
4.3	Empfehlungen für eine frauenspezifische Laufschuhkonzeption	150
4.3.1	Stabilitätselemente.....	151
4.3.2	Dämpfungselemente.....	153
4.3.3	Leistengenerierung und Zusatzelemente.....	155
5	Zusammenfassung und Ausblick	159

Literaturverzeichnis	I
Tabellenverzeichnis	XIII
Abbildungsverzeichnis	XV
Abkürzungen	XIX
Glossar	XXI
Anhang	XXV

1 EINLEITUNG UND FRAGESTELLUNG

1.1 Problemstellung

Der Laufsport hat in den vergangenen Jahren zunehmend an Popularität gewonnen. Neben dem Leistungssport gewinnen vor allem die Volksläufe international und national an Bedeutung. Mittlerweile kann man an nahezu jedem Wochenende des Jahres einen Volkslauf in der Region aufsuchen. Waren es Mitte der 70er Jahre vor allem Männer, die sich von diesem Trend haben mitreißen lassen, so überträgt sich die Laufsportbegeisterung in den letzten Jahren auch zunehmend auf die Frauen. Das Laufmagazin *Runners World* veröffentlichte Zahlen, wonach beim New York City Marathon im Jahre 1978 769 Frauen das Ziel erreichten. Im Jahre 1998 lag diese Zahl bereits bei 8952 weiblichen „Finishern“. Nicht nur Übersee, sondern auch regional lässt sich dieses Phänomen anhand der Statistik der Teilnehmerzahlen des Tübinger Nikolauslaufes (Halbmarathon) eindrucksvoll illustrieren (vgl. Abbildung 1).

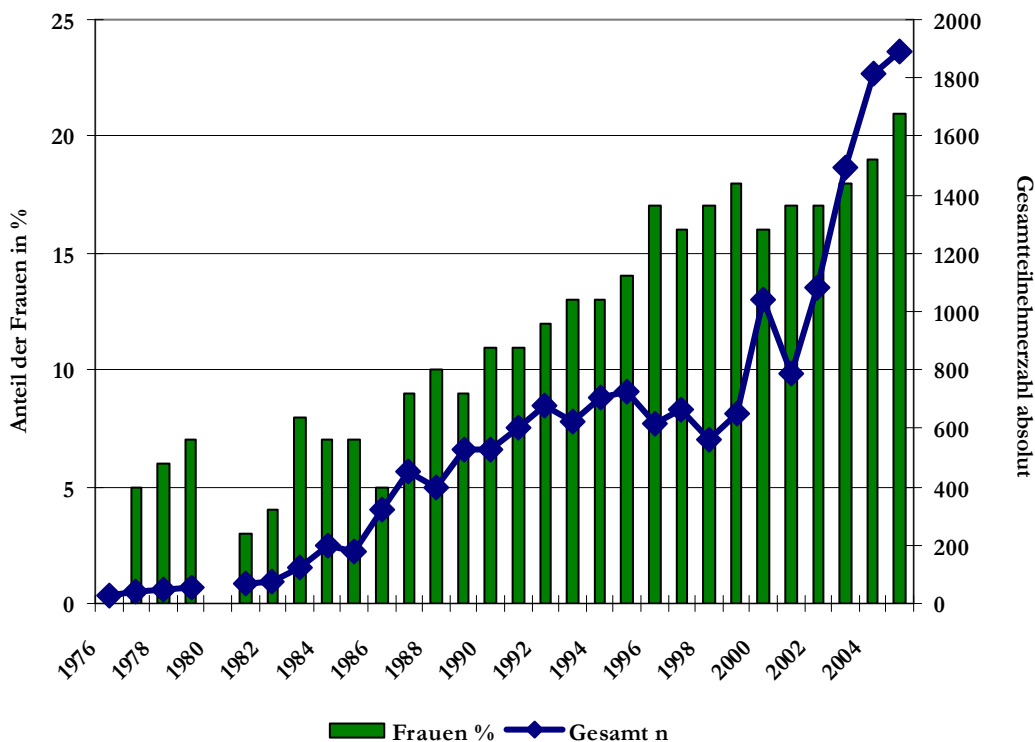


Abbildung 1: Teilnehmerzahlen beim Tübinger Nikolauslauf

Quelle: http://www.tuebingen-info.de/veranstaltungen/geschichte_des_Nikolauslaufs_1976_2004.pdf

In den ersten Veranstaltungsjahren Mitte der 70er Jahre lagen die Gesamtteilnehmerzahlen noch unter 100 Personen, dabei waren die Frauen mit einem Anteil von etwa 5% deutlich unter-

repräsentiert. Seit Ende der 80er Jahre nehmen zunehmend mehr Läuferinnen an diesem Ereignis teil. Von 1990 bis 2005 stieg der Anteil der weiblichen Teilnehmer von 10% auf 20% an und dies bei einer kontinuierlich und seit Beginn des neuen Jahrtausend sogar exponentiell ansteigenden Gesamtteilnehmerzahl.

Der Volkssport „Laufen“ hat eine Subkultur ins Leben gerufen, die sich mit verschiedenen Internetseiten, Laufmagazinen und Informationsveranstaltungen auf dem neuesten Stand der Dinge hält, insbesondere hinsichtlich Trainingsgestaltung, Verletzungsprophylaxe und –rehabilitation und nicht zuletzt der Laufschuh- und Materialentwicklung. Läufern und Läuferinnen soll hier das richtige Werkzeug an die Hand gegeben werden, um beispielsweise den geeigneten Laufschuh aus der Vielzahl der Angebote auszusuchen. Vielfältige Laufschuhtests prüfen die Dämpfungs- und Stabilitätseigenschaften des Schuhs und subjektive Beurteilungen von Testläufern die Laufeigenschaften. Die Läuferinnen werden beim Schuhkauf zunehmend mit einer Vielzahl von speziell auf die Bedürfnisse der Frau angepassten Frauenlaufschuhen konfrontiert.

Solch ein Frauenlaufschuh sollte vor dem Hintergrund des Tragekomforts und der Verletzungsprophylaxe verschiedene geschlechtsspezifische Besonderheiten berücksichtigen, darunter die anatomischen und anthropometrischen Merkmale, wie beispielsweise Beckenweite und Fußmorphologie, die vermehrte Laxität der Bänder, die im Vergleich zu Männern geringere Kraftfähigkeit der Muskulatur und den erhöhten Körperfettanteil. All diese Faktoren können eine Valgisierung der Beinachse begünstigen und führen in vielen Fällen zu einem *medialen Kollaps*, der ein pathologisches, mediales Abdriften der unteren Extremität beschreibt und mit unterschiedlichen Verletzungsmechanismen in Verbindung gebracht wird (vgl. hierzu Kapitel 1.3.1 und 1.3.2).

Unklar bleibt, inwieweit derzeitige Frauenlaufschuhe die genannten Faktoren mit Hilfe mechanischer und formspezifischer Konstruktionsbesonderheiten berücksichtigen oder lediglich durch Designänderung Ausdruck einer Marketingstrategie sind.

Nicht nur die Industrie, sondern auch zahlreiche Wissenschaftler haben sich seit den 70er Jahren mit der Optimierung von Laufschuhen beschäftigt. Vor allem den Dämpfungs- und Stabilitätseigenschaften der Schuhe wurde bis dato viel Aufmerksamkeit gewidmet. Diese Entwicklung ist auf die durch den Joggingboom hervorgerufene Zunahme laufbedingter Überlastungsschäden zurückzuführen, deren Ursachen unter anderem in den hohen Bodenreaktionskräften beim Fersenkontakt und der darauffolgenden, zum Teil exzessiven Pronationsbewegung während der Standphase gesucht wurden. Allerdings konnte bis heute am Laufsportler weder abschließend nachgewiesen werden, dass erhöhte maximale Bodenreaktionskräfte beim Fersenkontakt mit einer erhöhten

Verletzungsinzidenz in Zusammenhang stehen, noch, dass der maximale Kraftstoß durch eine Modifikation der Zwischensohle beeinflussbar wäre (vgl. hierzu Kapitel 1.3.3).

Ähnlich sieht das Bild bei Betrachtung der Stabilitätseigenschaften der Laufschuhe aus. Viele Studien haben den Einfluss unterschiedlicher Härtegrade der Zwischensohle, externer Stabilisatoren (wie beispielsweise eine verstärkte Fersenkappe) oder einer medio-lateral geneigten Zwischensohle auf die Eversionsbewegungen des Fußes in der initialen und späteren Standphase untersucht. Aber auch auf diesem Gebiet fehlte jahrelang ein evidenzbasierter Nachweis des genannten Zusammenhangs zwischen Pronation und Verletzung. Auch die Beeinflussung der Biomechanik durch eine externe Modifikation des Schuhs brachte zum Teil widersprüchliche, unsystematische und subjektspezifische Ergebnisse mit sich, so dass bis heute die Rolle der Pronationsbewegung bei der Entstehung von spezifischen Läuferverletzungen nicht endgültig geklärt ist (vgl. hierzu Kapitel 1.3.4).

Neben der eher mechanischen Beurteilung des Laufwerkzeuges ist die Erstellung des Leistens ein weiterer wesentlicher Faktor der Laufschuhentwicklung. Hier liegen zum Teil große Datenbanken von Studien des amerikanischen Militärs vor. Trotzdem basiert der Leistenbau und insbesondere die amerikanische Gradierung der Leisten, also die Breiten- und Höhenzunahme von Größe zu Größe, grundlegend auf weit in die Historie zurückgehende Festlegungen. Zahlreiche Anpassungen der Leistenform sind auf das Versuch-und-Irrtums-Prinzip zurückzuführen. Die Auswerteroutinen anthropometrischer Studien beziehen sich zumeist auf die Mittelwerte diskreter Maße. Erst in den letzten Jahren wurde mit Hilfe von dreidimensionalen Computermodellen oder der Verwendung von Clusteranalysen versucht, der unterschiedlichen Fußform verschiedener Menschen Rechnung zu tragen. Angaben der Literatur zu geschlechtsspezifischen Charakteristika der Fußform sind bisher jedoch nur sehr dürftig und häufig allgemein gehalten (vgl. hierzu Kapitel 1.3.2).

Leider ist ein Großteil der Erkenntnisse aus der Laufschuhforschung nicht öffentlich zugänglich, da viele Hersteller Entwicklungsarbeiten im eigenen Hause durchführen. Grundlegende Erkenntnisse bleiben deshalb häufig Betriebsgeheimnis der Schuhanbieter. Es ist unklar, inwieweit Angaben der Hersteller, die mit frauenspezifischen Laufschuhen werben, auf wissenschaftlichen Studien basieren oder lediglich durch eine Modifikation der Leistenform und des Designs auf die weibliche Population eingehen.

Es ist jedoch davon auszugehen, dass geschlechtsspezifische Besonderheiten Einfluss auf die Konstruktion von Laufschuhen haben müssen, um dem Ziel der Verletzungsprophylaxe und des Tragekomforts unter besonderer Berücksichtigung des weiblichen Geschlechts gerecht zu werden.

1.2 Zielsetzung und Aufbau der Arbeit

Zielsetzung der vorliegenden Studie ist eine klinische und biomechanische Analyse weiblicher und männlicher Läufer zur Darstellung geschlechtsspezifischer Unterschiede auf der Grundlage bisheriger Erkenntnisse der Literatur. Ein Schwerpunkt liegt zudem auf der Beurteilung der Fußanthropometrie unter Berücksichtigung der derzeitigen Umsetzung im Leistenbau. Die Erkenntnisse der Studie sollen im Rahmen der Arbeit Eingang finden in eine frauenspezifische Laufschuhkonzeption, die klinische, biomechanische und anthropometrische Unterschiede der Geschlechter vor dem Hintergrund der Verletzungsprophylaxe und Passformoptimierung berücksichtigt.

Im folgenden Kapitel (vgl. 1. 3: Stand der Forschung) wird die Literatur, die sich mit geschlechtsspezifischen Unterschieden und der Laufschuhkonzeption befasst hat, detaillierter erörtert. Kapitel 1. 4 beinhaltet Fragestellung und Hypothesen der vorliegenden Untersuchung.

Kapitel 2 schildert die einzelnen Untersuchungsabschnitte, gegliedert in die klinische und biomechanische Untersuchung unter Berücksichtigung der plantaren Druckverteilung und der dreidimensionalen Bewegungsanalyse der unteren Extremität (vgl. 2. 1) und die anthropometrische Untersuchung der Fußform im Vergleich zu einem gängigen Laufschuhleisten (Kapitel 2. 2). Alle Abschnitte beinhalten neben der Beschreibung der Untersuchungsstichprobe die Darstellung des Untersuchungsablaufs und die Beschreibung der jeweiligen Messgrößen und deren Analysen. Angaben zur Überprüfung der Reproduzierbarkeit der Messmethoden liegen vor, wenn diese im Rahmen der vorliegenden Untersuchung durchgeführt wurde. Im dritten Teil werden die verschiedenen statistischen Verfahren der einzelnen Untersuchungsabschnitte erläutert (2. 3).

Kapitel 3 beinhaltet die Ergebnisse der Studie. Diese sind in gleicher Weise wie das vorausgehende Kapitel gegliedert. In den Unterkapiteln der einzelnen Messmethoden werden auch die Ergebnisse der Reproduzierbarkeitsmessungen aufgeführt. Abschnitt 3. 3 Vergleich der weiblichen Fußmorphologie mit einem Laufschuhleisten - Ansätze zur Gradierungsoptimierung beschreibt hierbei einen möglichen Transfer der anthropometrischen Daten in die Entwicklung eines Laufschuhleisters und hat deshalb neben der reinen Ergebnisdarstellung einen explorativen Charakter.

In Kapitel 4 werden die Ergebnisse unter Berücksichtigung der Angaben aus der Literatur diskutiert. Daneben beinhaltet dieses Kapitel die sich daraus ableitenden Schlussfolgerungen für die frauenspezifische Laufschuhentwicklung.

Kapitel 5 stellt die gesamte Studie zusammenfassend dar und gibt einen Ausblick über die noch offen gebliebene Fragestellungen.

1.3 Stand der Forschung

Geschlechtsdifferenzen hinsichtlich klinischer, anthropometrischer und biomechanischer Faktoren sind der Ausgangspunkt für eine frauenspezifische Laufschuhkonzeption. Die Aufbereitung dieser Inhalte erfolgt aus diesem Grunde zu Beginn der Literaturanalyse. Besonders berücksichtigt wurden hierbei Studien, die sich mit mechanischen und anatomischen Merkmale auseinandergesetzt haben. Neben der Notwendigkeit eines speziellen Leistens sind auch spezielle Dämpfungselemente und die Kontrolle der Rückfußbewegung wichtige Besonderheiten für die Herstellung eines Laufschuhs (ROSSI & TENNANT, 1984). Kapitel 1.3.2 bis 1.3.4 beinhalten diese drei für den Schuhbau wichtigen Bereiche und dienen dazu, den derzeitigen Stand der Forschung zu erläutern.

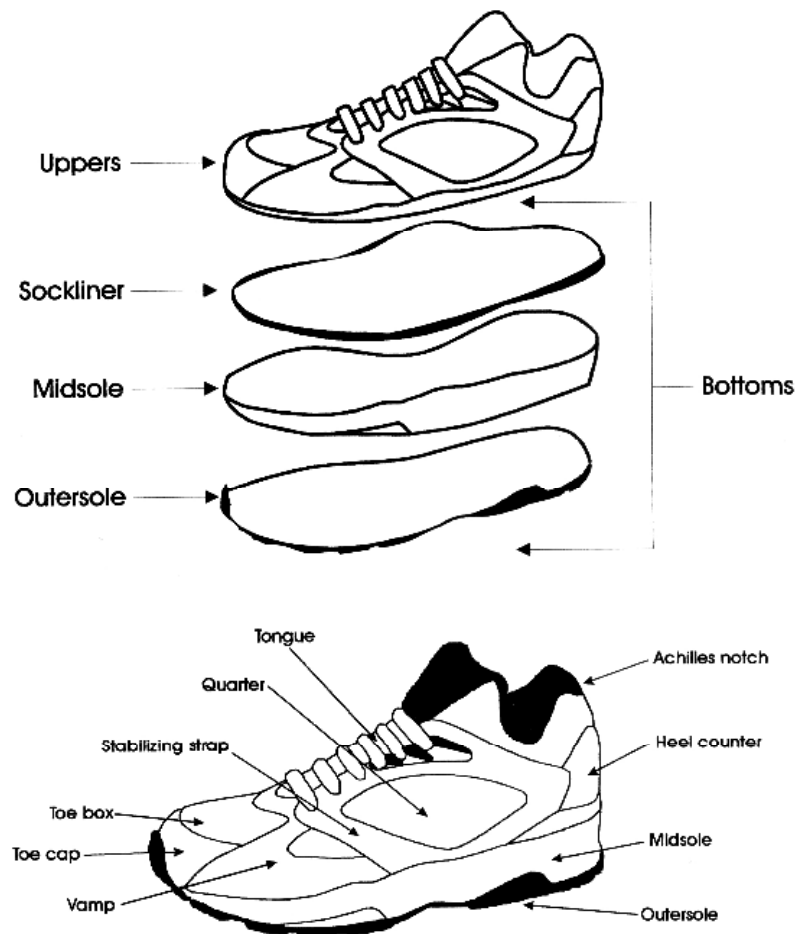


Abbildung 2: Aufbau eines Laufschuhs. Quelle: JOHNSON, J. (2001, S. 590)

Abbildung 2 zeigt einleitend die einzelnen physischen Komponenten, die bei der Laufschuhkonzeption variiert werden können, um das Schuhwerk zu modifizieren. Das Herzstück des Laufschuhs ist die Mittelsohle („Midsole“), die zumeist aus EVA oder PU gefertigt wird. Sie ist

maßgeblich für die Dämpfungs- und Stabilitätseigenschaften des Schuhs verantwortlich. Die Außensohle („Outersole“) soll widerstandsfähig sein und den notwendigen Grip für die Haftung zwischen Schuh und Boden herstellen. Das Obermaterial („Uppers“), welches verschiedene Bereiche überspannt (Zehenbox („Toebox“), Schaft („Vamp“), Schnürung und Fersenkappe („Heel Counter“), kann unter Verwendung verschiedenster Materialien und Schnürsysteme die Stabilität, Passform und den Komfort beeinflussen und trägt zudem in hohem Maße zum Design des Schuhs bei. Obermaterial und Mittelsohle werden an die Form des Leistens anmodelliert, so dass dieser die Form des Schuhs vorgibt. Die Einlegesohle („Sockliner“) dient dazu, die Nähte der *Brandsohle* zu bedecken. Zudem werden in diese zum Teil zusätzliche Dämpfungs- oder Stabilisierungselemente eingelassen. Bei Verwendung einer alternativen (beispielsweise orthopädischen) Einlage wird die Einlegesohle herausgenommen.

1.3.1 Geschlechtsdifferenzen mit Bezug zu möglichen Pathomechanismen

Im Zusammenhang mit der vermehrten aktiven Beteiligung der Frauen am Sport stellt sich auch die Frage nach geschlechtsspezifischen Verletzungsmechanismen, die möglicherweise durch besondere Trainingsinhalte oder angepasste Ausrüstungsgegenstände (z. B. Laufschuhe) verhindert werden können (HEWETT, 2001; JOHNSON, 2001). Im Rahmen der militärischen Grundausbildung wird mehrfach von einer gehäuften Verletzungsinzidenz der weiblichen Soldaten berichtet (JONES, 1993; BELL, 2000). Auch im alpinen Skilauf und bei Sportsportarten wie Fußball oder Basketball haben Frauen ein vielfach höheres Risiko einer Ruptur des vorderen Kreuzbandes als Männer. Demgegenüber konnten MACERA (1992) und VAN MECHELEN et al. (1992) bei Läuferinnen keine höhere Verletzungsinzidenz nachweisen. Obwohl demzufolge das Geschlecht beim Laufsport per se kein Risikofaktor für bestimmte Verletzungen darstellt, führen geschlechtsspezifische Unterschiede der Anatomie und daraus resultierende Abweichungen der statischen und dynamischen Beinachse bei Frauen zu einer höheren Inzidenz ausgewählter Beschwerdebilder, insbesondere im Bereich des Kniegelenks (FIESELER, 2001) und der Hüfte (SATTERTHWAITE et al., 1999). Dahingegen leiden Männer beispielsweise häufiger an Achillessehnenbeschwerden (KVIST et al., 1994).

Das relativ zur Oberschenkellänge breitere Becken der Frau und die vermehrte Antetorsion des Femurs begünstigen eine Valgisierung der Beinachse und einen vergrößerten *Q-Winkel*, beides Merkmale, die mit Verletzungen in Verbindung gebracht werden, wie in Übersichtsartikeln von FREDERICSON (1996) und HRELJAC (2004) beschrieben. Insbesondere das patellofemorale Schmerzsyndrom wird durch einen sogenannten *medialen Kollaps* begünstigt. HUTCHINSON et al. (1995) nehmen in ihrer Arbeit Bezug zu den Aussagen von HUNTER et al. (1982), denen zufolge der

anteriore Kniebeschmerz bei Frauen eine höhere Inzidenz hat, als bei Männern. Sie führen dies ebenfalls auf die bei Frauen vermehrt auftretende X-Beinstellung sowie die vermehrte Laxität, Tibiarotation und Fußstatik zurück, wohingegen Männer gegenläufige Merkmale vorweisen. Auch SERVI (2002) beschreibt vergleichbare prädisponierende Faktoren und POWERS (2003) führt eine vermehrte Belastung des patellofemorales Gelenks auf eine größere Innenrotation des Femurs, die zu einer Lateralisierung der Gleitbewegung der Kniescheibe führt, zurück.

Trotz einheitlicher Angaben der Literatur bemerkt THOMÉE (1999) in seinem Übersichtsartikel über patellofemorales Schmerz, dass viele gesunde Menschen eine Abweichung der Beinachse vorweisen und die postulierten prädisponierenden Faktoren wie beispielsweise vergrößerter Q-Winkel, Genu valgum, Hyperextension des Kniegelenks und exzessive Rückfußpronation klinisch bisher nicht untermauert werden konnten.

Alle Studien zeigen jedoch übereinstimmend, dass Anzeichen eines *medialen Kollaps* insbesondere bei Frauen nachzuweisen sind. Verschiedene Studien haben sich mit dem Bewegungsverhalten der Frauen bei unterschiedlichen Bewegungsaufgaben auseinandergesetzt. Bei Betrachtung der Frontalebene unterscheiden sich die Geschlechter in allen drei größeren Gelenken der unteren Extremität. Im unteren Sprunggelenk pronieren die Frauen mehr als Männer (FREY, 2000; HENNIG, 2001; STEFANYSHYN et al., 2003; KERNOZEK et al., 2005), zudem beschreiben einige Autoren eine vermehrte X-Beinstellung der Frauen in Statik und Dynamik bzw. eine vermehrte Adduktion der Hüfte (SIMONEAU et al. 1998; FREY, 2000; MALINZAK et al., 2001; FERBER et al., 2003; KERNOZEK et al., 2005). FERBER et al. (2003) konnten zudem eine vermehrte Hüftinnenrotation in Kombination mit einer tendenziell vergrößerten Tibiaaußenrotation bei Frauen im Laufen feststellen.

Auch in der Sagittalebene wird von geschlechtsspezifischen Unterschieden berichtet. Eine mögliche Ursache für die erhöhte Inzidenz von Rupturen des vorderen Kreuzbandes bei Frauen wird in der verringerten Knie-Flexion zum Zeitpunkt des Bodenkontakts gesehen (JAMES et al., 2004; YU et al., 2005), obwohl diesbezüglich kein einheitlicher Konsens in der Literatur besteht. Eine verminderte Knie-Flexion wurde auch bei Patienten mit patellofemoralem Schmerzsyndrom festgestellt (DIERKS et al., 2005). Allerdings handelt es sich bei der genannten Studie um eine retrospektive Untersuchung, so dass unklar bleibt, ob die Abweichung des Bewegungsverhaltens die Ursache oder den Kompensationsmechanismus darstellt.

Weitere wichtige geschlechtsspezifische Differenzen beziehen sich auf die Stabilitätseigenschaften von Gelenken und Bändern. 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 anfallenden Ballast besitzen (FIESELER, 2001), scheint eine zusätzliche Verminderung aktiver Mechanismen zur Stabilisierung der Gelenke in der Bewegung gegeben. 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 et al., 2005).

1.3.2 Fußanthropometrie unter Berücksichtigung geschlechtsspezifischer Differenzen

Die Fußanthropometrie steht in engem Zusammenhang mit der Passform des Laufschuhs. Diese trat bisher angesichts der Fokussierung auf die Dämpfung und Pronation häufig in den Hintergrund, obwohl die Mehrzahl der Laufsportler eine optimale Passform als das entscheidende Komfortkriterium für ihre Schuhe einstufen (KLEINDIENST, 2003).

Insbesondere der Leisten wird in hohem Maße mit dem Tragekomfort in Verbindung gebracht und stellt somit das Herzstück der Schuhherstellung dar. CAVANAGH (1980) nannte es das wichtigste Element eines Schuhs, welches eine Reproduktion der abgeschätzten menschlichen Fußform widerspiegelt. Die Form des Schuhs inklusive Obermaterial und Sohle ist dabei im Wesentlichen von der Form des Leistens abhängig (JANISSE, 1992). Letzgenannte postuliert, dass die exakte Passform dann erreicht wird, wenn die Schuhform der Fußform angepasst wird, weitere Autoren argumentieren unisono (HAWES et al., 1994A; BATALER et al., 2001).

Doch jeder Fuß ist anders und die Fußform ist nicht nur subjektspezifisch, sondern zudem von weiteren Faktoren abhängig, wie beispielsweise der Tageszeit und der Belastung. So nimmt das Fußvolumen bei vorausgehender Lauf- oder Geheinheit zu. MCWORTHER et al. (2003) nennen Volumenzunahme von 2-3 % nach einer 10-minütigen Geh- bzw. Laufbelastung. Bekannt ist auch, dass Schuhe am besten am Abend oder nach einem Lauftraining gekauft werden sollten (FREY, 2000), da hier der Fuß das größte Volumen aufweist.

Füße verändern ihre Form auch in Abhängigkeit des Gewichts und der Kräfte, die auf sie einwirken. So kommt es bei höheren Belastungen zu einer vergrößerten Kontaktfläche der Fußsohle mit dem Grund, Fußlänge und -breite nehmen zu, während die Höhe, Gewölbehöhe und der Gewölbewinkel reduziert werden (TSUNG et al., 2003).

Neben den eher intrasubjektiven Unterschieden der Fußform differiert diese auch intersubjektiv zwischen unterschiedlichen Altersgruppen, ethnischen Gruppen und dem Geschlecht. Insbesondere ältere Frauen weisen häufiger deformiertere Füße auf als Männer (JUNG et al., 2001) und die Fußform ist bei älteren Menschen anders, als bei jüngeren (KOUCHI, 2003). Zudem beschreiben HAWES et al. (1994 B), dass sich die Größenverhältnisse der menschlichen Anthropometrie von der

letzten zur heutigen Generation bekanntermaßen verändert haben und deshalb früher erhobene Fußdaten heutzutage unbrauchbar sind. In ihrer Studie evaluierten die Autoren ethnische Differenzen der Fußform, indem sie die Vorfußform von Probanden der kaukasischen Rasse mit japanischen und koreanischen Menschen verglichen. Sie kamen zu dem Schluss, dass die zwei Bevölkerungsgruppen aufgrund von Unterschieden der Fußweiten und des Zehenbereichs unterschiedliche Leisten benötigen. Auch ASHIZAWA et al. (1997) beschreiben, dass sich ethnische Gruppen hinsichtlich ihrer Fußform unterscheiden.

Besonderes Augenmerk soll hier jedoch auf bekannte geschlechtsspezifischen Unterschiede der Fußform gelegt werden. WUNDERLICH et al. (2001) bemängeln, dass trotz zunehmender Anzahl sportiver Frauen und einer zunehmenden Erkenntnis bezüglich frauenspezifischer Sportverletzungen der weiblichen Fußform bisher nur wenig Aufmerksamkeit entgegen gebracht wurde.

Der Leisten für Frauenschuhe sollte jedoch in Einklang mit wissenschaftlichen Erkenntnissen der geschlechtsspezifischen Fußmorphologie hergestellt werden. Leider werden bei der Produktion bis zum heutigen Tage häufig Männerleisten für Frauenschuhe verwendet, die lediglich auf die entsprechenden Größen runterskaliert werden (FREY 2000).

MANNA et al. (2001) stellten signifikante Geschlechtsunterschiede der Fußform dar, allerdings verglichen sie in ihrer Untersuchung die Absolutwerte der Fußmaße. FESSLER et al. (2005) untersuchten die Fußlänge in Abhängigkeit der Körpergröße und stellten fest, dass Frauen in Relation zu dieser kleinere Füße haben als Männer. Dies bestätigten auch WUNDERLICH & CAVANAGH (2001), die hierfür Daten von 293 Männern und 491 Frauen heranzogen. Zudem verglichen letztgenannte verschiedene zur Fußlänge normalisierte Fußdimensionen zwischen den Geschlechtern und fanden diesbezüglich folgende Unterschiede: Frauen haben ein höheres Gewölbe, einen flacheren Großzehen, einen kleineren Ballenumfang, eine kürzere Knöchel- und MFK5-Länge und einen geringeren Spannumfang. ANIL et al. (1997) beschreiben bei gleicher Fußlänge für die weibliche Stichprobe einen schmalere Fuß mit einem geringeren Umfang.

Eine Vielzahl anthropometrischer Untersuchungen mit größeren Stichproben wurden an Soldaten (beispielsweise FREEDMAN et al., 1946; DAHLBERG et al., 1948; PARHAM et al., 1992) oder ausschließlich an Männern (HAWES et al., 1994A, 1994B; BATALLER et al., 2001) durchgeführt. In den wenigen Fällen, in denen auch Frauen berücksichtigt wurden, stand der geschlechtsspezifische Unterschied zumeist nicht im Vordergrund. Eine große Studie an der Zivilbevölkerung führte ROSSI (1983) in Zusammenarbeit mit der „Prescription Footwear Association“ durch. Insgesamt 4000 Frauen und 2800 Männer wurden in verschiedenen Schuhgeschäften der USA vermessen. Leider lag hierfür kein standardisiertes Messprotokoll zugrunde, so dass ein Vergleich der zweidimensionalen Maße, die mit Lineal und *Brannock-Maß* vermessen wurden, erschwert wird.

FREY et al. (1993) untersuchten die Füße von 356 gesunden Frauen. In dieser Studie ging es jedoch nicht um Lauf-, sondern um Konfektionsschuhe und in diesem Zusammenhang insbesondere um Fußdeformitäten. Diese sind bei Frauen häufiger anzutreffen, als bei Männern, was möglicherweise durch schlecht sitzende Schuhe hervorgerufen wird, die die Füße nachhaltig deformieren (FREY, 2000). In ihrer Arbeit beschreibt FREY auch anatomische Differenzen zwischen Mann und Frau, die möglicherweise zu einer vermehrten Pronation bei den Frauen führen. Die Achillessehne der Frauen ist schmaler und im Vergleich zum Vorfuß haben Frauen eine schmalere Ferse.

MANFIO et al. (2003) wollten mit Hilfe ihrer an insgesamt 1296 Frauen erhobenen Daten Schuhe fertigen, die größenspezifisch unterschiedliche Eigenschaften vorweisen. In ihrer Untersuchung berücksichtigen sie neben dem weiblichen Geschlecht auch die Differenzierung in unterschiedliche Fußtypen. Diesen Ansatz haben auch andere Wissenschaftler verfolgt. Während sehr viele Studien lediglich diskrete Maße gemittelt und miteinander verglichen haben, gab es in den vergangenen Jahren einige Studien, die versucht haben, verschiedene Fußtypen oder den Proportionenwandel bei Betrachtung verschiedener Fußlängen in ihrer Analyse zu berücksichtigen. JUNG (2001) differenzierte die Fußform in die Kategorien schmal („*slender*“), normal („*standard*“) und breit („*broad*“), deren Definition sich aus dem Verhältnis von Fußlänge zu Fußbreite ergab. Auch MAUCH et al. (eingereicht 2005) nutzte eine Clusteranalyse, um die Entwicklung des kindlichen Fußes zu beschreiben. BATALLER et al. (2001) führten bei 177 Männern mit identischer Schuhgröße zunächst eine Hauptkomponentenanalyse durch, um aus einer Vielzahl von (Fuß-) Messgrößen einige leichter zu interpretierende Variablen zu definieren, die die essentiellen Informationen der Fußform beinhalten. Im Anschluss wurde eine Clusteranalyse durchgeführt, die drei Cluster mit unterschiedlichen Ausprägungen der Vor-, Mittel- und Rückfußbreite, der Gewölbekurvatur und der Ballenlängen generierte. Ein weiterer interessanter Ansatz wird bei ROSSI (1983) beschrieben. Fußtypen stehen demnach in Zusammenhang mit der physischen Konstitution und damit auch mit den unterschiedlichen Körperkonstitutionen, deren Reinformen sich mit den Begriffen *Ectomorph*, *Mesomorph* und *Endomorph* beschreiben lassen. Demnach lässt sich die Fußform auch als Ausprägung der genannten Phänotypen beschreiben, dies bezieht sich sowohl auf die knöchernen Strukturen und deren Proportionen als auch auf die Weichteile.

Studien von ANIL et al. (1997) und MANFIO et al. (2003) kategorisierten keine Fußtypen, betrachteten die Fußmaße jedoch größenspezifisch und kamen jeweils zu dem Schluss, dass Breiten, Höhen und Längen nicht proportional zueinander größer werden. Demnach haben längere Füße, relativ gesehen, eine geringere Fußbreite- und -höhe. Dies ist insbesondere deshalb sehr interessant, da die Gradierung eines Leistens von einem *Masterpiece* ausgeht, welches bei Männern normalerweise die Größe US 9 und bei Frauen Größe US 7 ist. Von diesem werden anschließend die Höhen

und Breiten bzw. die Weiten nach oben und unten gradiert. Ändern sich die Proportionen des Fußes mit der Fußlänge, so muss dies bei der Gradierung des Leistens berücksichtigt werden. ROSSI et al. (1984) beschreiben in ihrem Standardwerk hierfür zwei unterschiedliche Gradierungsansätze. Bei der „proportionalen Gradierung“, die auch als „geometrisches System“ bezeichnet wird, nimmt der Leisten mit jeder Längenzunahme in Anlehnung an eine andere Skala, welche die Proportionen des Fußes besser berücksichtigt, zu, so dass eine bessere Passform ermöglicht wird. Beim „arithmetischen Gradierungsansatz“ wächst die Weite im Bereich des Ballens, der Taille etc. mit jeder Längenzunahme um einen Bruchteil davon.

RAZEGHI veröffentlichte im Jahre 2002 ein Übersichtsartikel über derzeitige Methoden der Fußklassifikation im Stehen und Laufen. Seiner Meinung nach gibt es bisher keinen *Golden Standard* zur Festlegung unterschiedlicher Fußformen. Zum Teil wird zur Beurteilung eine visuelle, nicht quantifizierbare Inspektion durchgeführt. In anderen Fällen liegen der Differenzierung anthropometrische Messgrößen, Fußabdruckmessgrößen oder Röntgenuntersuchungen zugrunde, die versuchen, die Füße in Hohl- oder Plattfüße bzw. pronierende und supinierende Laufstile etc. einzuteilen.

Zusammenfassend wurden bei einem Großteil der bisherigen Untersuchungen die zu erhebenden Maße manuell mit Lineal und Schieblehre, zum Teil unter Verwendung von fotografischen Verfahren, vermessen. Die Messsituation war hinsichtlich Ausgangsposition, Tageszeit und anderen beeinflussenden Variablen nicht einheitlich. Neben den klassischen Fußmessgrößen Fuß- und Ballenlänge sowie Ballenbreite wurden vielerorts auch Umfang- und Höhenmaße sowie Winkelmaße berücksichtigt (VGL. FREEDMAN et al., 1946; ROSSI, 1983; PARHAM et al., 1992; LIU et al., 1999).

In den letzten Jahren wurden neue Analyseverfahren entwickelt, die eine dreidimensionale Rekonstruktion der Fußoberfläche mit Hilfe eines Laserscanners ermöglichen. Mit Hilfe dieser Hardware können neben der Vermessung diskreter Fußmaße auch Modelle entwickelt werden, bei denen durch Modellierung einiger Messpunkte eine gitterförmige Oberflächenstruktur generiert wird, die frei verformbar ist und beispielsweise dazu verwendet werden kann, Fußtypen zu klassifizieren (MOCHIMARU et al., 2000) oder individuell gefertigte Leisten zu generieren (MOCHIMARU et al., 2003). WITANA et al. (2004) bemängeln jedoch an Studien, die Algorithmen entwickelt haben, um die Fußform mit der Leistenform oder anderen Objekten in Einklang zu bringen, dass die subjektive Beurteilung der Passform nur unzureichend berücksichtigt wurde. Ziel ihrer Studie war es deshalb, Zusatzinformationen zu ermitteln, die in bestehende Algorithmen implementiert werden können. Die Autoren definieren vier Punkte im Mittel- und Vorfußbereich, die ihren Ergebnissen zufolge für die Passform charakteristisch sind.

Obwohl bis zum heutigen Tag weiterhin Studien existieren, die lediglich zweidimensionale Informationen heranziehen, um Rückschlüsse auf die Fußform zu geben (KOUCHI, 1995; CHOCKALINGAM et al., 2002; CHOCKALINGAM et al., 2003; LUXIMON et al., 2003), wird die Notwendigkeit der dritten Dimension zur adäquaten Reproduktion der menschlichen Fußform nur noch selten in Frage gestellt. EDWARD (2004) ist der Meinung, dass eine zweidimensionale Charakterisierung des Fußes nicht ausreicht, obwohl anderenorts beschrieben wird, dass die dritte Dimension in den meisten Fällen durch die Schnürung des Schuhs angepasst werden kann (LUXIMON et al., 2003).

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass zahlreiche Studien aus dem anglo-amerikanischen Sprachraum nur bedingt miteinander verglichen werden können, da sich die verwendeten Methoden, Messprotokolle und Stichproben zum Teil erheblich unterscheiden. Zudem wurden geschlechtsspezifische Unterschiede der Fußform, insbesondere vor dem Hintergrund der Laufschuhkonzeption, nur unzureichend berücksichtigt, da zumeist mit gemittelten Absolutmaßen oder Relativmaßen gearbeitet wurde. Größenspezifische Aussagen sind so nicht möglich. Konsens herrscht darüber, dass Frauen in Bezug zur Körperlänge kürzere und schmalere Füße haben als Männer.

1.3.3 Dämpfungseigenschaften von Laufschuhen

Jahrelang ging man in der Laufschuhforschung davon aus, dass hohe vertikale Bodenreaktionskräfte beim Fersenkontakt (*Impact-Kräfte*) die Entstehung von Überlastungsbeschwerden begünstigen. Eine in den frühen 80er Jahren publizierte Studie verglich die Knochenstruktur und den Gelenkknorpel des Knies bei Schafen. Während die eine Population über einen Zeitraum von zweieinhalb Jahren tagsüber auf Asphalt laufen musste und auch nachts auf hartem Untergrund stand, wurde die Kontrollgruppe auf weichem Boden gehalten. Bei den auf hartem Untergrund lebenden Tieren wurden nach dem genannten Zeitraum signifikante Veränderungen an Knochen und Gelenkknorpel nachgewiesen (RADIN et al., 1982). Es wurde deshalb angenommen, dass auch beim Menschen ähnliche Mechanismen zu erwarten sind und eine Reduktion der Stoßbelastungen beim Gehen und Laufen das Auftreten von Verletzungen verringern kann (beispielsweise CAVANAGH et al., 1980; NIGG et al., 1980).

In zahlreichen Untersuchungen aus den 80er und 90er Jahren wurde versucht, diesen Impact-Stoß durch die Verwendung unterschiedlicher Schuhmaterialien zu beeinflussen. Die Stoßbelastung und die maximale Kraftanstiegsrate wurde hierbei in den meisten Fällen mit Hilfe von Kraftmessplatten ermittelt, manche Autoren verwendeten auch Beschleunigungsmesser, die die Vertikal-Beschleunigung der Tibia während des Bodenkontakts messen können. LAFORTUNE et al. (1995)

beschreiben in ihrer Arbeit den Zusammenhang von tibialer Beschleunigung und Bodenreaktionskräften, der unter Berücksichtigung der Frequenzspektren der Signale nachweislich vorhanden ist. Nach CAVANAGH et al. (1980) und NIGG et al. (1987a) 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. In den meisten Studien konnten jedoch keine Veränderungen der maximalen passiven Kraftamplitude bei Verwendung unterschiedlicher Sohlenhärten oder Einlegesohlen gezeigt werden, (CLARKE et al., 1983a; DENOTH et al., 1985; SNEL et al., 1985; NIGG, 1987a, 1988b) oder es wurden unsystematische Ergebnisse erzielt (STÜSSI, 1984). Dies stand im Gegensatz zu Analysen, die mit Hilfe eines *Impacter* die mechanischen Eigenschaften der Sohle ohne die Einflussnahme des Individuums isoliert getestet haben und zeigen konnten, dass weichere Sohlen bessere Dämpfungseigenschaften haben, als härtere (FREDERICK et al., 1984; DENOTH et al., 1985; HAMILL et al., 1992). Außer Frage steht jedoch, dass der Schuh an sich die Dämpfungseigenschaften maßgeblich beeinflusst, da sich Untersuchungsergebnisse von Barfußmessungen deutlich von Messungen im Schuh unterscheiden (NISHIWAKI, 2003). Obwohl die von der Laufschuhindustrie speziell entwickelten Dämpfungsmaterialien wie beispielsweise Gel- oder Gasgemische eine Reduktion der Impact-Kräfte bewirken sollen (JOHNSON, 2001), sind der Autorin keine Arbeiten bekannt, die diese Funktion am Menschen nachweisen konnten.

Einigkeit herrscht jedoch hinsichtlich des Einflusses der Laufgeschwindigkeit auf die Bodenreaktionskräfte. Sowohl PAYNE (1981) und CLARKE et al. (1981), als auch NIGG et al. (1987a) beschreiben, dass eine Zunahme der Laufgeschwindigkeit zu einer Erhöhung der Bodenreaktionskraft bzw. der vertikalen Beschleunigung beim Bodenkontakt führt und diese zudem zu einem früheren Zeitpunkt der Standphase auftritt.

Trotz jahrelanger Auseinandersetzung mit der Thematik der Impact-Kräfte ist deren gesundheitlich negativer Einfluss bis heute nicht gesichert. Weder theoretisch, noch experimentell oder epidemiologisch konnte nachgewiesen werden, dass hohe vertikale Bodenreaktionskräfte bei der Entstehung von Überlastungsschäden eine Rolle spielen (NIGG, 2001; BENELL et al., 2004). Eher das Gegenteil ist der Fall, denn der positive Effekt der Impactkräfte auf die Knochendichte konnte bereits gesichert werden (vgl. LANE et al., 1986; REINSCHMIDT et al., 2000). Dieses Ergebnis sollte insbesondere vor dem Hintergrund Beachtung finden, dass bei Läuferinnen Osteoporose in Zusammenhang mit Ernährungsfehlern und ausbleibender Regel keine Seltenheit darstellt und mit schwerwiegenden gesundheitlichen Folgen einhergehen kann (vgl. hierzu FIESELER, 2001). Auch HRELJAC et al. (2000) konnten zeigen, dass beim Vergleich verletzter und gesunder Läufer die Gruppe mit den Beschwerden geringere maximale Bodenreaktionskräfte und Anstiegsraten

vorwies, als die gesunde Kontrollgruppe. Da es sich bei der genannten Arbeit jedoch um eine retrospektive Studie handelt, bleibt ungewiss, ob die bei der verletzten Gruppe beobachteten Unterschiede einen möglichen Kompensationsmechanismus darstellen. Ein gesundes Maß an Belastung und die Vermeidung von Überlastung sind die von NIGG (2001) ausgesprochenen Empfehlungen, es fehlt jedoch an konkreten Richtwerten.

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

NIGG und seine Co-Autoren sehen die Ursache der Diskrepanz zwischen den unsystematischen bzw. unerwarteten Ergebnissen nicht in der Methode, sondern in einem rein physiologischen Phänomen. Im Jahre 2001 formulierte er ein neues Paradigma, in dem er vermutet, dass die gemessenen Bodenreaktions- bzw. Beschleunigungskräfte ein Ergebnis individueller Kompensationsmechanismen darstellen, das Individuum also in der Lage ist, unterschiedliche Rahmenbedingungen (beispielsweise unterschiedliche Härtegrade der Zwischensohle) neuromuskulär zu kompensieren, so dass der gemessene Output zu ähnlichen Resultaten führt. Das zugrunde liegende übergeordnete Ziel ist die Steuerung der Weichteilschwingungen der unteren Extremität. Diese Weichteilschwingungen stehen den durch den Impact hervorgerufenen hochfrequenten Knochenschwingungen entgegen. Die dadurch erfolgende Störung erfordert ein „Mehr“ an Arbeit und zudem ein Verlust an Komfort, welche durch ein sogenanntes „*muscle tuning*“ kompensiert werden sollen. Dieses findet kurz vor dem Fersenaufsatz statt (NIGG, 2001). Nach NIGG muss der Begriff der Dämpfung neu überdacht werden. Mit ihm soll nicht die Reduktion von Kraftspitzen in Verbindung gebracht werden, sondern die Verringerung kompensatorischer Muskelaktivität und eine damit einhergehende Reduktion der zu verrichtenden Arbeit. Dementsprechend müsste sich die Ermüdung verringern und die Leistung erhöhen. Dämpfungseigenschaften werden nicht auf Verletzungsprohylaxe hin ausgerichtet, sondern auf die Beeinflussung von Arbeit, Ermüdung, Leistung und Komfort. Dämpfung wird nicht mehr mit Kraftmessplatten quantifiziert, sondern mit dem Ausmaß der erforderlichen neuromuskulären Aktivität.

Mittlerweile haben NIGG und seine Mitarbeiter in verschiedenen Untersuchungen versucht, diese Theorie experimentell zu untermauern. WAKELING et al. (2002) verwendete zunächst ein Oberflächen-EMG zur Darstellung modifizierter muskulärer Aktivitäten bei Verwendung verschiedener in der Härte des Materials differierender Schuhe. Sowohl die Intensität, als auch das Verhältnis zwischen tiefen und hohen Frequenzen des EMG zeigten schuh-, subjekt- und

muskelspezifische Unterschiede. Seine Schlussfolgerung untermauert die Theorie von Benno NIGG, da gezeigt werden konnte, dass unterschiedliche Materialien die muskuläre Aktivität vor dem *Touch down* beeinflussen. Auch NIGG et al. (2003) präsentierten, dass die Änderung der Ferseneigenschaften eines Laufschuhs die muskuläre Aktivität verschiedener Muskeln der unteren Extremität kurz vor dem Bodenkontakt („*Touch down* = TD“) subjekt- und muskelspezifisch modifizieren. Zudem kam es zu einer subjektspezifischen Änderung des Sauerstoffverbrauchs während der Belastung. WAKELING et al. (2003) untersuchten den Zusammenhang zwischen Bodenreaktionskräften, Weichteilschwingungen und muskulärer Aktivität im Gehen mit harten und weichen Schuhen bei 40 Probanden. Die Trägheit der Weichteile wurde unter Berücksichtigung der anhand von anthropometrischen Daten geschätzten Weichteilmasse kalkuliert. Die Schwingungen wurden mit Beschleunigungsmessern an den Weichteilen aufgenommen. Obwohl unterschiedliche Sohlenhärten zu keiner Veränderung der Bodenreaktionskräfte führten, konnten er und seine Mitarbeiter zeigen, dass die Resonanzfrequenz der Weichteilschwingungen ausgewählter Unterschenkelmuskeln dem Frequenzspektrum des Kraftsignals bei den weichen Schuhen ähnlicher war, als bei den härteren. Gleichzeitig erhöhte sich die muskuläre Aktivität der ischiocruralen Muskulatur und des lateralen M. gastrocnemius. In seiner Schlussfolgerung sieht er die Funktion der Muskulatur als Regulationsmechanismus für Weichteilschwingungen bestätigt. Auch BOYER et al. (2004) kamen zu der gleichen Schlussfolgerung. Sie untersuchten an 5 Probanden den Einfluss verschiedener Schuhkonstruktionen und Laufgeschwindigkeiten, die unterschiedliche Bodenreaktionskräfte hervorriefen. Gleichzeitig wurde die Weichteilbeschleunigung und die muskuläre Aktivität verschiedener Muskeln der unteren Extremität vermessen. Während die unterschiedlichen Konditionen keinen Einfluss auf die dem Impact folgende maximale Beschleunigung der Weichteilmassen hatten, konnte ein signifikanter Zusammenhang zwischen der Voraktivierung des M. quadrizeps femoris und den Änderungen der maximalen Kraftanstiegsrate gezeigt werden. Zudem näherte sich die Frequenz des Eingangssignals der Vibrationsfrequenz des M. quadrizeps an. Diese Ergebnisse untermauern aus Sicht der Autoren das vorgestellte Paradigma.

Neben dieser Betrachtungsweise verdeutlichen andere Literaturquellen, dass alternative Methoden oder Auswerteroutinen die Modifikation unterschiedlicher Schuhmaterialien zum Teil darstellen können. Möglicherweise ist die isolierte Verwendung der maximalen Bodenreaktionskräfte, die unter anderem mit einem Verlust an räumlichen und zeitlichen Informationen einhergeht, nicht ausreichend, um physiologische Adaptationen auf externe Faktoren beurteilen zu können.

NISHIWAKI (2003) beispielsweise beschreibt in seiner Studie, dass die Dämpfungseigenschaften der Mittelsohle nicht in der maximalen vertikalen Beschleunigung Ausdruck findet, sondern in den unterschiedlichen Frequenzspektren des Beschleunigungssignals. Auch „Stiftung Warentest“

verwendet bei Laufschiutests neben der vertikalen Tibiabeschleunigung und der Kraftanstiegsrate der Bodenreaktionskraft auch deren gemittelttes Frequenzspektrum, um die Dämpfungseigenschaften der Schuhe zu charakterisieren (STIFTUNG WARENTEST, 2005).

Mehrere Studien, in denen an Stelle der Kraftmessplatte Druckmesssohlen oder Druckmessplatten verwendet wurden, konnten Effekte unterschiedlicher Materialien ebenfalls darstellen. LAKE et al. (1994) konnten zeigen, dass weichere Schuhe geringere Druckmaxima und Druckanstiegsraten mit sich bringen. Auch HENNIG et al. (1995) beschreiben, dass verschiedene Schuhe zu unterschiedlichen maximalen Druckbelastungen in den einzelnen anatomischen Masken des Fußes führen. In einer im Folgejahr publizierten 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. HENNIG und sein Co-Autor vermuten demnach, dass die weichere Zwischensohle den Druck besser auf den Mittelfußbereich verteilt (HENNIG et al., 1996).

Während der evidenzbasierte Zusammenhang zwischen Impact-Kräften und Überlastungsschäden bisher ausblieb, wurde mit Hilfe der plantaren Druckverteilung über einen diesbezüglichen Zusammenhang spekuliert. WILLEMS et al. (2006) konnten in einer prospektiven Studie zeigen, dass eine Medialisierung des Vorfuß- und Gesamt-Kraft-Zeit-Integrals, insbesondere während der Standphase des Abrollvorgangs, einen Risikofaktor für die Entstehung von Überlastungsschäden der unteren Extremität darstellt. Die gleiche Forschergruppe wies zudem eine Lateralisierung des Druckschwerpunktes zum Zeitpunkt des initialen Fersenkontakts bei Sportstudenten nach, die im weiteren Verlauf des Studiums ein Supinationstrauma erlitten (WILLEMS et al., 2005).

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 Kniegelenkes während der ersten 100 ms der Standphase als Maßnahme der „Stoßdämpfung“ („cushioning action“).

Fasst man die bisherigen Forschungsarbeiten zusammen, so zeigt sich zum einen, dass die Betrachtung der vertikalen Bodenreaktionskräfte durch die Verwendung weiterer Methoden sinnvoll ergänzt werden kann. Die dadurch zusätzlich gewonnenen Informationen werden die Laufschuhentwicklung in Zukunft sicherlich maßgeblich mit beeinflussen. Zum anderen wird deutlich, dass ein Großteil der genannten Untersuchungen lediglich eine kleine Stichprobe verwendete. Meistens lag die Populationsgröße bei fünf bis 15 Personen, 40 oder mehr Probanden waren die Ausnahme. Zudem wurden in nahezu keiner Untersuchung Frauen in das Design mit eingeschlossen. Es bleibt also unklar, ob geschlechtsspezifische Unterschiede in diesem Bereich

vorliegen. KELLER et al. (1996) konnten keine geschlechtsspezifischen Unterschiede hinsichtlich der beim Gehen auftretenden Bodenreaktionskräfte nachweisen, wohingegen CHAO et al. (1983) das Gegenteil beschreiben. VON TSCHARNER et al. (2003) konnten zeigen, dass Frauen und Männer unterschiedliche muskuläre Aktivierungsmuster vorweisen, anhand derer in 95% der Fälle das Geschlecht korrekt identifiziert werden kann. Auch mit diesem Feld wird sich, nicht zuletzt aufgrund der wachsenden Nachfrage nach frauenspezifischen Produkten, die Wissenschaft in Zukunft intensiver auseinandersetzen müssen.

1.3.4 Pronationskontrolle durch den Laufschuh

Der weitaus wichtigere Pfeiler der Laufschuhforschung basiert auf der Annahme, dass eine exzessive oder prolongierte Pronation sowie eine hohe Pronationsrate im unteren Sprunggelenk für eine Vielzahl von Überlastungsschäden verantwortlich ist. Dies wird in zahlreichen Publikationen die sich mit der Entstehung von Verletzungen auseinandersetzen einleitend beschrieben (beispielsweise FREDERICSON, 1996; MCCLAY, 2000; HRELJAC et al., 2000; POWERS et al., 2002). Entgegen der Vorannahmen konnte in den meisten Fällen jedoch kein Zusammenhang zwischen Verletzung und Pronation hergestellt werden. Mehr noch, es kommt zum Teil zu widersprüchlichen Ergebnissen wie beispielsweise bei HRELJAC et al. (2000), die ein tendenziell größeres Pronationsausmaß in der gesunden Kontrollgruppe angeben, wobei unklar bleibt, ob die aufgezeigten Unterschiede bei den Verletzten Ausdruck eines Kompensationsmechanismus darstellen. Es zeigt sich demnach ein ähnlich diffuses Bild, wie es bereits bei der Betrachtung der passiven Impact-Kräfte beschrieben wurde.

HRELJAC et al. (2000) führen die zum Teil unsystematischen Ergebnisse auch auf die multifaktorielle Ätiologie der Überlastungsbeschwerden zurück. Selten ist die Ursache ein einzelner Faktor, sondern eine Kombination verschiedener Voraussetzungen, wie beispielsweise eine exzessive Pronation in Kombination mit einer Steigerung der Laufumfänge.

MCCLAY (2000) gibt einen eindrucksvollen Überblick über die historische Entwicklung und den derzeitigen und zukünftigen Stand der Forschungsbereiche, die sich mit der Thematik bewegungsbedingter Überlastungsschäden auseinandersetzen. Sie erhofft sich von der dreidimensionalen Bewegungsanalyse, dass diese zukünftig in der Lage ist, die für die Entstehung von Verletzungen relevanten Gelenkbewegungen zu quantifizieren. Durch die Unabhängigkeit der Messmethode von den drei rechtwinklig zueinander stehenden Raumebenen können auch rotatorische Komponenten besser berücksichtigt werden, so auch die Pronationsbewegung im unteren Sprunggelenk. In einer Studie ihrer Arbeitsgruppe 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, allerdings handelte es sich um eine Gruppengröße von jeweils neun Probanden.

Verschiedene Studien befassten sich in den vergangenen Jahren auch mit der Bewegungskopplung zwischen unterem Sprunggelenk und Tibiarotation sowie deren Einfluss auf die Entstehung von Überlastungsschäden (z. B. HAMILL et al., 1999; McCLAY, 2000). Auf eine detaillierte Darstellung dieses Ansatzes wird jedoch an dieser Stelle verzichtet, da der Einfluss unterschiedlicher Schuhdesigns auf die Kopplungsmechanismen derzeit unklar ist.

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.

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 die Bewegungsexkursionen geprüft. Darüber hinaus wurde mit Variationen der Mittelsohlenneigung und der Verwendung von Längsgewölbestützen gearbeitet.

CLARKE et al. (1983c) variierten Zwischensohlenhärte, Sprengung und Absatzschräge der Schuhe. Je mehr Absatzschräge („heel flare“), desto geringer war die Maximal- und Totalpronation. Schuhe mit einer Shorehärte <35 führten zu einer größeren Maximal- und Totalpronation als härtere Sohlen, die Fersenhöhe hatte darauf keinen Einfluss. Auch HAMILL et al. (1992) konnten zeigen, dass die Verwendung einer weicheren Mittelsohle zu einer Vergrößerung der maximalen Pronation führt, die zudem früher stattfindet, als in härteren Schuhen. Demgegenüber fand NIGG (1986) eine verringerte Pronation beim Laufen in den weicheren Schuhen. EDINGTON et al. (1990) führen diese Studiendiskrepanzen auf Unterschiede des verwendeten Materials, wie beispielsweise die zugrunde liegende Leistenform, zurück. NIGG et al. (1986) konnten zeigen, dass sich das Ausmaß der Initialpronation und deren Geschwindigkeit mit zunehmendem Lauftempo und Sohlenhärtegrad erhöht. Die Totalpronation wurde vom Härtegrad jedoch nur unsystematisch beeinflusst.

Mit seinem Co-Autor MORLOCK (1987b) publizierte NIGG den Einfluss unterschiedlicher Sohlenabschrägungen im Rückfußbereich. Auch hier konnte das Ausmaß der Totalpronation nicht beeinflusst werden, eine negative Fersenabschrägung führte jedoch zu einer Reduktion der Initialpronation und deren Geschwindigkeit. NIGG & BAHLESEN (1988a) veröffentlichten ein Jahr später eine Arbeit, die zusätzlich den Einfluss unterschiedlicher Mittelsohlenhärten in Kombination mit verschiedenen Fersenabschrägungen untersuchte. Die Härte der Mittelsohle hatte hier nur beim

Schuh mit der gängigen Fersenabschrägung von 16° einen Effekt auf die Initialpronation. Diese wies in diesem Fall vergleichbar kleine Werte auf, wie die zwei anderen Prototypen mit neutraler und negativer Abschrägung.

In seinem Werk „Biomechanics of Running Shoes“ (1986) veröffentlichte NIGG mit seinen Co-Autoren auch eine Untersuchung, die den Einfluss einer medialen Längsgewölbstütze auf Initial- und Totalpronation geprüft hat. Je weiter hinten die Stütze positioniert wurde, desto kleiner war die Initialpronation, wobei die mittlere Reduktion $4-6^\circ$ betrug. Erneut konnte dieser Effekt nicht bzw. nur bedingt in der Totalpronation gezeigt werden, da die maximale Differenz der Mittelwerte zwischen den einzelnen Schuhtypen lediglich bei $\approx 2^\circ$ lag.

Im Jahre 1992 beschrieben VAN WOENSEL & CAVANAGH den Einfluss unterschiedlicher Mittelsohlenneigungen hinsichtlich Pronation und Zeitpunkt der Maximalpronation. Beim Varusschuh (medial höher als lateral) waren die Werte am geringsten, beim Valgusschuh (lateral höher als medial) am höchsten. Auch MILANI et al. (1995) konnten zeigen, dass die maximale Pronation und Pronationsgeschwindigkeit im Varusschuh reduziert wurden, wohingegen sie im Valgusschuh zunahm. KERSTING et al. (2003) konnten den genannten Effekt nur für die Valgusausführung nachweisen.

Mit dem Einfluss der Fersenkappe auf die Bewegung des Fußes befasst sich VAN GHELUWE et al.. Seine Arbeitsgruppe beschreibt 1995, dass unterschiedlich steife Fersenkappen keinen Einfluss auf die maximale Eversion und Eversionsgeschwindigkeit haben. Vier Jahre später nennen er und seine Mitarbeiter jedoch einen positiven Effekt einer stabilen Fersenkappe auf die Rückfußstabilität, sofern für einen guten Fersensitz im Schuh gesorgt wird (1999). FERRANDIS et al. (1994) zeigten, dass eine externe Fersenkappe mit zusätzlicher vertikaler Verstrebung unterhalb des Innenknöchels zu einer signifikanten Reduktion der Totalpronation führte. Sie merkten jedoch an, dass insgesamt vier unterschiedliche Stabilisierungsausführungen getestet wurden und nur bei dieser einen der gewünschte Effekt nachgewiesen werden konnte.

Mit dem bereits zuvor beschriebenen Einfluss unterschiedlicher Fersenabschrägungen auf die Pronationsbewegung setzten sich auch STACOFF et al. (2001) auseinander. Bei Schuhen mit Fersenabschrägungen von 25° , 0° und einer negativen Abschrägung wurden die tibio-calcanearen Bewegungsexkursionen bei insgesamt fünf Probanden evaluiert. Die Besonderheit der Untersuchung war, dass die Forschergruppe Knochennagel verwendete und so die tatsächlichen Bewegungen des Skeletts ermitteln konnten. Gleichzeitig wurden auch die Bewegungsexkursionen am Schuh gemessen. Die Ergebnisse der Untersuchung zeigen, dass unterschiedliche Sohlendesigns nur einen kleinen und dabei unsystematischen Effekt auf die knöchernen Bewegungen zwischen Tibia und Calcaneus haben, der im Vergleich zu den intersubjektiven Differenzen marginal ist.

Zudem konnte nachgewiesen werden, dass die am Schuh gemessene Eversion und maximale Eversionsgeschwindigkeit etwa zweimal so groß sind, wie die über die Knochenpins berechneten Werte.

Im Rahmen dieser Maßnahme wurde auch der Wirkungsmechanismus unterschiedlicher Einlegesohlen gemessen. Die Ergebnisse zeigen ebenfalls nur geringfügige, unsystematische und subjektspezifische Änderungen des Bewegungsverhaltens als Antwort auf die Intervention (STACOFF et al., 2000).

Trotz zum Teil widersprüchlicher Ergebnisse haben sich verschiedene Schuhdesigns in diversen Untersuchungen als Maßnahme zur Pronationskontrolle bewährt. Dabei wurde der Einfluss des Geschlechts auf unterschiedliche Interventionsmechanismen nur selten beleuchtet. STEFANYSHYN et al. (2003) nahmen sich der Thematik an und untersuchten unter anderem, inwieweit Stabilitätslaufschuhe die Eversionsbewegung bei Männern und Frauen beeinflussen. Erstaunlicherweise kam es bei den Frauen unter Verwendung des stabilisierenden Schuhs zu einer Vergrößerung der Eversion, wohingegen die männliche Population entsprechend der Vorannahmen eine reduzierte Rückfußbewegung aufzeigte. 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 dabei jedoch keinen Einfluss hatte (HENNIG, 2001).

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

REINSCHMIDT & NIGG (2000) fassen in Ihrer Arbeit auf der einen Seite die Interventionsmöglichkeiten zur Bewegungskontrolle zusammen, darunter die Verwendung unterschiedlich harter Zwischensohlenmaterialien, wie runde, abgeschrägte Fersenelemente, Fersenkappen mit externen Stabilisatoren und eine Modifikation des Obermaterials. Auf der anderen Seite stellen sie aber die derzeitige Sichtweise der Pronationskontrolle aufgrund der bisherigen Datenlage in Frage und betten auch dieses Thema als Parallele zum Stichwort „Dämpfung“ in ein neues Paradigma ein. Bei der kritischen Beleuchtung der Literatur verweist NIGG insbesondere auf die Knochenpinstudie von STACOFF et al. (2000) und eine eigene prospektive Studie, bei der er keinen Zusammenhang zwischen der Eversion während der Laufbewegung und der Inzidenz von Laufverletzungen erkennen konnte. In einer epidemiologischen Studie von WEN et al. (1997) konnte ebenfalls kein Bezug zwischen dem in der Statik vermessenen Rückfußwinkel und dem Auftreten von Verletzungen nachgewiesen werden. Ein Transfer statisch erhobener klinischer Daten, wie beispielsweise der Fußform, spiegelt jedoch nicht unbedingt die Situation in der Dynamik wider. So

besteht zwischen einem Plattfuß und einer exzessiven Pronation in der Bewegung nicht unweigerlich ein kausaler Zusammenhang. Die statische Situation kann demnach nicht immer mit der dynamischen Situation gleichgesetzt werden (vgl. NIGG et al., 1992). Auch bei RAZEGHI (2002) ist zu lesen, dass der in der Statik vermessene Rückfußwinkel wenig Übereinstimmung mit dem in der Dynamik vermessenen vorweist. Als weitere Studie nennt NIGG eine Arbeit, in der keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich der Eversionsbewegung des Rückfußes und der Tibiarotation bei Verwendung verschiedener Einlagen nachgewiesen werden konnten (NIGG et al., 1998). Da die Verwendung unterschiedlicher Schuhe und Einlagen nur geringe, unsystematische und subjektspezifische Änderungen der Fuß- und Beinbewegung hervorrufen, postuliert sein neuer Denkansatz, dass eine Intervention zu einer vermehrten muskulären Aktivität während der Standphase führt, um der induzierten Korrektur entgegenzuwirken. Der Bewegungsapparat verwendet für eingehende Impact-Kräfte und die Bewegungskontrolle des Fußes demnach die gleiche Strategie (NIGG, 2001).

Neben dieser alternativen Sichtweise konnten jedoch auch die von MCCLAY (2000) genannten Zukunftswünsche, nämlich unter Verwendung der dreidimensionalen Bewegungsanalyse neue Erkenntnisse hinsichtlich der Ätiologie von Überlastungsschäden zu erhalten, mittlerweile in ersten Studien bestätigt werden. WILLEMS et al. (2006) stellten jüngst Ergebnisse einer prospektiven Studie vor, die an 400 Sportstudenten durchgeführt wurde. Probanden, die in der Folgezeit belastungsbedingte Beschwerden an der unteren Extremität vorwiesen, hatten vor der Verletzung eine signifikant vergrößerte Pronation in Zusammenhang mit einer vermehrten Druckbelastung unter der medialen Fußsohle. Zudem wiesen sie eine signifikant nach lateral verschobene Abstoßsituation auf. Die genannte Arbeit ist ein möglicher Hinweis darauf, dass die zum Teil unsystematischen Ergebnisse der verschiedenen Studien, die sich mit der Bewegungskontrolle durch Schuhe und Einlagen beschäftigen haben, auch durch die zumeist kleine Studienpopulation mit Probandenzahlen von selten mehr als $n=15$ und die Variationen des nicht zu beurteilenden Schuhdesigns begründen lassen (vgl. EDINGTON, 1990). Ein weiteres Defizit vieler Untersuchungen ist, dass die Materialeigenschaften zumeist in ausgeruhtem Zustand der Probanden getestet wurden. Da die Pronation mit zunehmender Ermüdung größer wird (VAN GHELUWE, 1995; DIERKS et al., 2005), ist der Nachweis einer stützenden Funktion unterschiedlicher Sohlendesigns möglicherweise nach umfassenderer Belastung besser erkennbar. Zudem zeigt die Praxis, dass Überlastungsbeschwerden häufig nach längeren oder intensiveren Belastungen auftreten.

Viele Studien betrachten lediglich isolierte Gelenkbewegungen. Da der Bewegungsapparat ein komplexes System ist, empfiehlt STERGIOU et al. (1997), die kinematische Kette zu berücksichtigen,

da beispielsweise die Pronationsbewegung in Kombination mit den Flexionsbewegungen in der Sagittalebene einen Mechanismus darstellt, der Impactkräfte reduzieren kann.

1.3.5 Defizite bisheriger Untersuchungen

In Tabelle 1 werden die Defizite der in den vorhergehenden Kapiteln thematisierten Studien zusammenfassend aufgelistet.

Tabelle 1: Defizite bisheriger Studien

Kapitel	Defizite
1.3.1	<ul style="list-style-type: none"> • geschlechtsspezifische Verletzungs-Ätiologien selten prospektiv evaluiert • prädisponierende Faktoren von Überlastungsschäden oft zitiert und selten bewiesen
1.3.2	<ul style="list-style-type: none"> • viele Untersuchungen aus dem anglo-amerikanischen Sprachraum, die zum Teil mehrere Jahrzehnte zurückliegen • nur wenige Untersuchungen an der Zivilbevölkerung • unterschiedliche Messprotokolle erschweren den Vergleich verschiedener Untersuchungen • Verwendung diskreter Maße ohne Berücksichtigung unterschiedlicher Fußtypen • veraltete Messtechnologie (Massband und Schieblehre) • Vernachlässigung von Höhen-, Umfang- und Winkelmaßen • unzureichende Berücksichtigung geschlechtsspezifischer Unterschiede der Fußform • Berechnung von Relativmaßen oder gemittelten Absolutmaßen, so dass keine größenspezifischen Aussagen gemacht werden können
1.3.3 und 1.3.4	<ul style="list-style-type: none"> • nicht-sensitive Methoden • Verwendung unterschiedliche Schuhdesigns erschweren den Vergleich verschiedener Studien • Zusammenhang zwischen Stoßbelastung, Pronation und Verletzung nicht endgültig geklärt • kleine Untersuchungsstichproben (selten > 15) • fast ausschließlich männliche Probanden • trotz langjähriger Forschungsbemühungen kein einheitlicher Konsens zum Thema „Dämpfung“ und „Pronation“ • kaum Dauerbelastungstests (Ermüdung des Probanden und Veränderung der Materialeigenschaften, beispielsweise durch Erwärmung, werden nicht berücksichtigt) • isolierte Betrachtung einzelner Gelenkbewegungen anstelle der kinematischen Kette • firmeninterne Tests bleiben der Öffentlichkeit verschlossen

Aus den Defiziten und Schlussfolgerungen bisheriger Studien ergeben sich für die vorliegende Arbeit folgende Konsequenzen:

- die Berücksichtigung des Geschlechtsvergleichs steht bei allen Untersuchungsteilen im Vordergrund
- Messungen der plantaren Druckverteilung sollen neben Informationen über die vertikalen Bodenreaktionskräfte auch räumliche Informationen der Abrollbewegung liefern
- bisherige Auswerterroutinen werden durch statistische und deskriptive Verfahren ergänzt, die eine differenziertere Betrachtung der Untersuchungsvariablen ermöglichen (z. B. Berücksichtigung von Fußtypen, kinematischer Kette,...)
- als Gegenstück zu den zum größten Teil aus dem anglo-amerikanischen Sprachraum kommenden Untersuchungen wird bei der vorliegenden Studie eine regionale Stichprobe aus dem deutschsprachigen Raum berücksichtigt
- im Rahmen der Messökonomie werden angemessene Stichprobengrößen für praxisrelevante Aussagen herangezogen
- trotz zum Teil widersprüchlicher Untersuchungsergebnisse wird die Laufschuhkonzeption auf der Annahme beruhen, dass Stoßbelastungen zu reduzieren und eine vermehrte Pronation in Kombination mit weiteren Faktoren des *medialen Kollaps* zu vermeiden sind.

1.4 Fragestellung

Fragestellung 1:

Worin unterscheiden sich weibliche und männliche Läufer hinsichtlich klinischer, biomechanischer und anthropometrischer Variablen?

Hypothese 1-1:

Läuferinnen haben im Vergleich zu Läufern eine erhöhte Laxität und Beweglichkeit des Kapsel-Bandapparates und eine erhöhte Flexibilität der Gelenke und der Muskulatur.

Hypothese 1-2:

Läuferinnen zeigen im Vergleich zu Läufern in Statik und Dynamik vermehrt Komponenten eines *medialen Kollapses*.

Hypothese 1-3:

Läuferinnen haben andere passive und aktive Mechanismen zur Reduktion der maximalen Bodenreaktionskräfte beim Fersenaufsatz als Läufer.

Hypothese 1-4:

Die Morphologie der Frauenfüße unterscheidet sich von der Morphologie der Männerfüße.

Hypothese 1-5:

Die in der Frauenlaufschuhindustrie verwendeten (Männer-) Leisten werden der Passform und Gradierung der weiblichen Fußform nicht gerecht.

Fragestellung 2:

Welche Konsequenzen ergeben sich hieraus für eine frauenspezifische Laufschuhkonzeption?

Hypothese 2-1:

Durch Bearbeitung der Hypothesen 1 bis 5 und der Auseinandersetzung mit der Literatur lassen sich konkrete Maßnahmen für eine frauenspezifische Laufschuhkonzeption ableiten, die Dämpfungs- und Stabilitätseigenschaften sowie die Passform berücksichtigen.

2 STICHPROBE UND METHODEN

Zur Beantwortung der unter 1. 4 genannten Fragestellungen wurden zwei Studien durchgeführt. Die erste beinhaltet die klinische und biomechanische Untersuchung, die zweite die Erhebung anthropometrischer Daten unter Berücksichtigung der Fußmorphologie. Für die Teiluntersuchungen liegen jeweils unterschiedliche Stichproben zugrunde, da bei der Beschreibung der Fußform eine größere Population erforderlich ist, um schuhgrößenspezifische Aussagen machen zu können.

2.1 Klinische und biomechanische Untersuchung

2.1.1 Stichprobe

Die klinische und biomechanische Untersuchung wurde an einem Messtag durchgeführt. Dabei beinhalten die Ergebnisse der klinischen Untersuchung die Gesamtstichprobe während im biomechanischen Teil der Arbeit einige Probanden nachträglich ausgeschlossen werden mussten (vgl. hierzu 2.1.5.1 und 2.1.6.1).

Tabelle 2: Übersicht Messphasen

Untersuchung	verwendete Methoden
Klinik	<ul style="list-style-type: none"> • klinische und physiotherapeutische Untersuchung
Biomechanik	<ul style="list-style-type: none"> • plantare Druckverteilung barfuß beim Laufen • dreidimensionale Gelenkbewegungen der unteren Extremität beim Laufen

Die Akquirierung der Probanden erfolgte über Annoncen in den lokalen Tageszeitungen, Besuchen bei Lauftreffs und Laufveranstaltungen, persönliche Kontakte und über die Läuferdatenbank der Medizinischen Klinik, Abteilung Sportmedizin/Biomechanik. Tabelle 3 veranschaulicht die zugrunde liegende Probandenanzahl, Tabelle 4 die Darstellung der ausgeschlossenen Probanden (Drop-out: DO) nach erfolgter Einladung.

Tabelle 3: Übersicht Gesamtstichprobe: klinische und biomechanische Untersuchung

Männer	Frauen	DO	Gesamt (ohne DO)
19	21	14	40

Tabelle 4: Übersicht ausgeschlossener Probanden (DO): klinische und biomechanische Untersuchung

Männer	Frauen	DO-Ursache
	1	Laufumfang zu gering
	4	akut erkrankt
	2	nicht erschienen
3	4	Beschwerden an der unteren Extremität (UEX)

2.1.2 Einverständniserklärung, Ein- und Ausschlusskriterien

Die Probanden wurden nach erfolgter telefonischer Einbestellung zunächst mündlich und schriftlich über die Inhalte der Studie informiert. Ein- und Ausschlusskriterien (Tabelle 5) wurden überprüft und - soweit erforderlich - klinisch untermauert. Durch ihre Unterschrift bestätigten die Probanden ihr Einverständnis zum Studienvorhaben. Alle Untersuchungsabschnitte der klinischen und biomechanischen Untersuchung wurden von der Ethikkommission des Universitätsklinikums Tübingen genehmigt.

Tabelle 5: Ein- und Ausschlusskriterien der klinischen und biomechanischen Untersuchung

Einschlusskriterien
<ul style="list-style-type: none"> • Beschwerdefreiheit seit mindestens sechs Monaten • gesunde männliche und 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
<ul style="list-style-type: none"> • Voroperationen im Bereich des Kniegelenks • akute Beschwerden an der unteren Extremität • akuter oder chronischer Allgemeininfekt • regelmäßige Medikamenteneinnahme, Alkoholabusus • Teilnahme an einer anderen klinischen Studie innerhalb der letzten 30 Tage • Prüfling zu weit vom Wohnort entfernt • fehlende Compliance während der Messtage

2.1.3 Übersicht Messablauf



Abbildung 3: Übersicht Messablauf der klinischen und biomechanischen Untersuchung

2.1.4 Klinische Untersuchung

2.1.4.1 Stichprobe

Tabelle 6 beinhaltet die Anzahl der eingeschlossenen Probanden für die klinische und physiotherapeutische Untersuchung.

Tabelle 6: Stichprobe: klinische Untersuchung

Männer	Frauen	DO	Gesamt (ohne DO)
19	21	0	40

2.1.4.2 Datenerhebung

Die klinische und physiotherapeutische Untersuchung wurde bei allen Probanden von einer Fachärztin für Orthopädie und einer staatlich anerkannten Physiotherapeutin durchgeführt. Beide Untersucherinnen haben die klinischen Untersuchungen der vergangenen Jahre innerhalb der Biomechanikabteilung begleitet. Die erhobenen Daten wurden in einem Probandenbogen dokumentiert (Anhang 1).

2.1.4.3 Datenanalyse

Die klinischen Daten wurden zunächst zweimalig in die Statistiksoftware (*Jmp 4.0*) eingegeben und auf Übertragungsfehler kontrolliert. Anschließend erfolgte in Anlehnung an die in Kapitel 4.1.1 beschriebenen Einschränkungen der Testgüte klinischer Untersuchungsverfahren eine rein deskriptive Auswertung der Messgrößen.

2.1.4.4 Beschreibung der Variablen

Tabelle 7: Messgrößen der klinischen Untersuchung

Untersuchungsgrößen Prüfarzt
<ul style="list-style-type: none"> • Steinmann 1 und 2 (Ausschluss einer Meniskusläsion) • Valgus- und Varuskompressionstests (Ausschluss einer Meniskus- und/oder Seitenbandläsion-/instabilität) • Lachmantest, Pivot-shift-Test und vorderer sowie hinterer Schubladentest (Ausschluss einer Läsion des Lig. Cruciatum anterius bzw. posterius bzw. einer anterior-medialen Instabilität) • Zohlenzeichen, retropatellare Krepitation, Facettenschmerz (Ausschluss eines patellofemorales Schmerzsyndroms bzw. Patellaspitzensyndroms) • Patellamobilität (vermehrte / verminderte Patellaverschieblichkeit) • Laxität der Lig. collaterale fibulare und tibiale • Beurteilung der Beinachse im Stand (Genu varus, Genu valgus, Genu rectus) • Beurteilung der Fußstatik im Stand (Vorfuß: Spreizfuß, Hallux valgus, Zehendeformität; Rückfuß: Knick-Senkfuß, Hohlfuß, gerader Fuß)
Untersuchungsgrößen Physiotherapeut
<ul style="list-style-type: none"> • Bewegungsausmaß (ROM) in Hüft-, Knie- und oberem Sprunggelenk • Dehnfähigkeit der ischiocruralen Muskulatur • Dehnfähigkeit des M. rectus femoris und des M. iliopsoas

Im Rahmen der klinischen Untersuchung wurden verschiedene diagnostische Tests am Kniegelenk durchgeführt, die unter anderem der Überprüfung der Ein- und Ausschlusskriterien dienen. Patellamobilität, Seitenbandstabilität am Kniegelenk sowie das Bewegungsausmaß des Kniegelenks

und des oberen Sprunggelenkes gaben Auskunft über die Laxität des Kapsel- und Bandapparates. Dehntests wurden zudem zur Beurteilung der Flexibilität der Muskulatur durchgeführt. Zeichen eines medialen Kollapses konnten im Rahmen der Beurteilung von Fuß- und Beinstatik erfasst werden (Tabelle 7). Die Gelenkbeweglichkeit wurde mit einem Goniometer vermessen.

2.1.5 Plantare Druckverteilung im Laufen

2.1.5.1 Stichprobe

Tabelle 8 beschreibt die Stichprobengröße bei der plantaren Druckverteilung, Tabelle 9 die ausgeschlossenen Probanden. Für die Auswertung der in Kapitel 2.1.5.4 dargestellten Messgrößen ist die komplette Druckmatrix der gesamten plantaren Fußfläche erforderlich. Vor- und Mittelfußläufer konnten aus diesem Grund nicht in die Analyse mit eingeschlossen werden.

Tabelle 8: Stichprobe: plantare Druckverteilung

Männer	Frauen	DO	Gesamt (ohne DO)
16	17	7	33

Tabelle 9: Übersicht ausgeschlossener Probanden (DO): plantare Druckverteilung

DO-Ursache	Anzahl Männer	Anzahl Frauen
Vorfußläufer / Mittelfußläufer	3	3
akute Verletzung während der Messung		1

2.1.5.2 Datenerhebung

Tabelle 10: Übersicht Messbedingungen: plantare Druckverteilung

Messbedingung	Beschreibung
Hardware	Druckmessplatte <i>Emed-X</i> der <i>Fa. Novel</i> , München: <ul style="list-style-type: none"> Plattengröße: 690 x 403 mm räumliche Auflösung: 4 Sensoren/cm² zeitliche Auflösung: 100 Hertz
Geschwindigkeit	<ul style="list-style-type: none"> 12 km/Stunde, $\pm 5\%$ Toleranz, kontrolliert über Lichtschranken
Seite	<ul style="list-style-type: none"> einseitig, Seite wurde randomisiert ausgewählt

Die Messung der plantaren Druckverteilung wurde im Barfuß-Lauf aufgezeichnet. Die Probanden sollten nach vorausgehender Eingewöhnungsphase bei kontrollierter Geschwindigkeit zehn gültige Versuche absolvieren. Die Messplatte war in der Mitte einer zwölf Meter langen Weichschaumbahn (Shore 18) eingelassen. Tabelle 10 beschreibt die zugrunde liegenden Messbedingungen.

2.1.5.3 Datenanalyse

Tabelle 11 erläutert die einzelnen Schritte der Datenanalyse.

Tabelle 11: Datenanalyse plantare Druckverteilung

Auswerteschritt	Beschreibung
Weiterverarbeitung der Rohdaten mit <i>Novel basic 9.39</i> ; <i>Novel multimask 9.395</i>	<ul style="list-style-type: none"> visuelle Inspektion der Schritte und Ausschluss ungültiger Schritte (unvollständige Druckmatrix durch Vor- bzw. Mittelfußlaufstil, Messartefakte) Probandenmittelwertbildung (> 5 gültige Schritte nach Inspektion) Datenexport in ASCII
Diskrete Maße	<ul style="list-style-type: none"> <i>Matlab 7.0.1</i>: Berechnung von globalen (Gesamtmaske) und lokalen (Einzelmasken) Messgrößen (vgl. 2.1.5.4)

2.1.5.4 Beschreibung der Variablen

Zur Berechnung verschiedener Messgrößen erfolgte zunächst eine Einteilung der plantaren Fußfläche in sieben anatomisch gegliederte Regionen (vgl. Abbildung 4). Die Gesamtmaske beinhaltet die Einzelmasken M1 bis M7. Die Nummerierung erfolgt vom lateralen Rückfuß zum medialen Vorfuß.

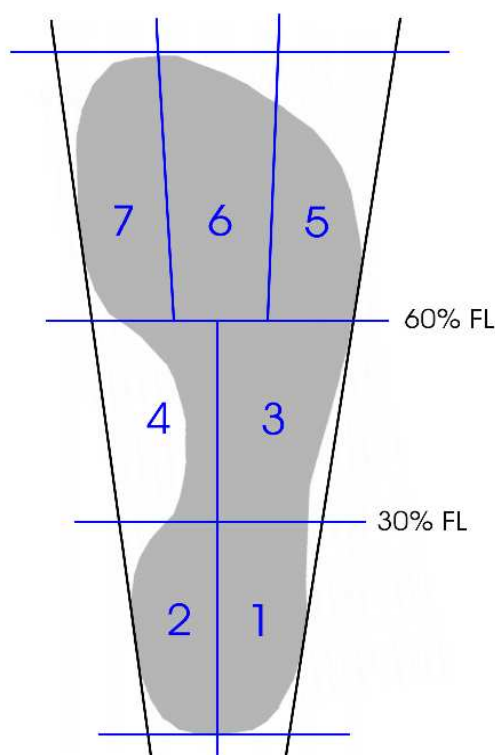


Abbildung 4: Aufteilung des Fußes in sieben anatomische Masken

Der Bestimmung der Masken liegt folgende Routine zugrunde: zunächst werden an der medialen und lateralen Seite des Fußes Tangenten angelegt, deren Winkelhalbierende jeweils die Rückfuß- und Mittelfußmasken in Längsrichtung voneinander trennt. Der Vorfußbereich wird in drei Einzelmasken aufgeteilt.

Die Einteilung der Rück-, Mittel- und Vorfußbereiche in Längsrichtung wird durch Prozentangaben der Fußlänge vorgegeben. Diese betragen für Rück- und Mittelfuß jeweils 30% und für den Vorfuß 40%.

Tabelle 12 fasst die einzelnen Messgrößen der plantaren Druckverteilung zusammen, die im Folgenden detaillierter erörtert werden.

Tabelle 12: Diskrete Maße der plantaren Druckverteilung. Dauer des Abrollvorgangs als [ROP] gekennzeichnet

Dimension	Messgröße
Gesamtmaske und Einzelmasken	<ul style="list-style-type: none"> normierte maximale Kraft F_{max} in Vielfachen d. Körpergewichts [G] relativer Zeitpunkt der maximalen Kraft $t_{F_{max}}$ [% ROP] in %: $(t_{F_{max}}/ROP)*100$ normierte maximale Kraftanstiegsrate $Slope_{max}$ [G/s] relativer Zeitpunkt der maximalen Kraftanstiegsrate $t_{Slope_{max}}$ [% ROP] in %: $(t_{Slope_{max}}/ROP)*100$ relatives Kraft-Zeit-Integral FTI (Force Time Integral) [% Gesamt-FTI] in %: $(FTI_{Maske}/FTI_{gesamt})*100$ Gesamtmaske: relativer Zeitpunkt der Fersenlösung [% FL]
Maskengruppierungen	<ul style="list-style-type: none"> relatives mediales FTI in % des Gesamt-FTI (M 2, 4, 6, 7) relatives laterales FTI in % des Gesamt-FTI (M 1, 3, 5, 6) relatives FTI des Rückfußes in % des Gesamt-FTI (M 1, 2) relatives FTI des Mittelfußes in % des Gesamt-FTI (M 3, 4)
Druckschwerpunkt (COP)	<ul style="list-style-type: none"> maximale Relativgeschwindigkeit des COP in x-Richtung während der Standphase: $v_{max\ x}$ [% FB/s] relativer Zeitpunkt der maximalen relativen Geschwindigkeit des COP in x-Richtung während der Standphase: $t_{v_{max\ x}}$ [%ROP] in %: $(t_{v_{max\ x}}/ROP)*100$

F_{max} normiert [G] und Kraft-Zeit-Integral (FTI)

Die maximalen vertikalen Bodenreaktionskräfte der Rückfußmasken M1 und M2 geben Aufschluss über die beim Bodenkontakt wirkenden maximalen Aufprallkräfte und Hinweise auf die Kraftdämpfungseigenschaften. Vermehrte Belastungen in den Vorfußmasken M5 bis M7, ausgedrückt durch höhere Kraftspitzen und höhere prozentuale Anteile des Gesamt-FTI in Maske M6 gegenüber M7, können auf eine vermehrte Belastung der Mittelfußköpfchen 2 bis 4 als Anzeichen eines Spreizfußes hinweisen. Eine prolongierte Pronationsbewegung mit einer eingeschränkten Resupination in der Abdruckphase lässt eine vermehrte Belastung im Mittelfußbereich und in Maske M7 erwarten (F_{max} sowie FTI).

Eine Medialisierung des Abrollvorgangs als möglicher Ausdruck einer vermehrten Pronationsbewegung kann mit Hilfe des medialen und lateralen FTI dargestellt werden. Zudem kann das

Verhältnis von Rückfuß- zu Mittelfußmasken Aufschluss über eine mögliche Abflachung des Längsgewölbes geben. Unter der Annahme, dass Läuferinnen stärker pronieren als Läufer, sind ein höherer Anteil des medialen FTI und eine vermehrte Mittelfußbelastung bei den Frauen zu erwarten.

Maximaler normierter Kraftanstieg $Slope_{max}$ [G/s] und Zeitpunkt des maximalen Kraftanstiegs $t_{Slope_{max}}$ [% ROP]

Der Zeitpunkt und das Ausmaß der Kraftanstiegsrate ($t_{Slope_{max}}$ [% ROP] bzw. $Slope_{max}$ [G/s]) in den Rückfußmasken M1 und M2 können zum einen Aufschluss über die aktiv und passiv wirkenden Dämpfungsmechanismen beim Fersenkontakt geben, in Kombination mit einer verstärkten Medialisierung des Abrollvorgangs können diese zudem eine höhere Pronationsrate aufweisen.

Geschwindigkeit des COP

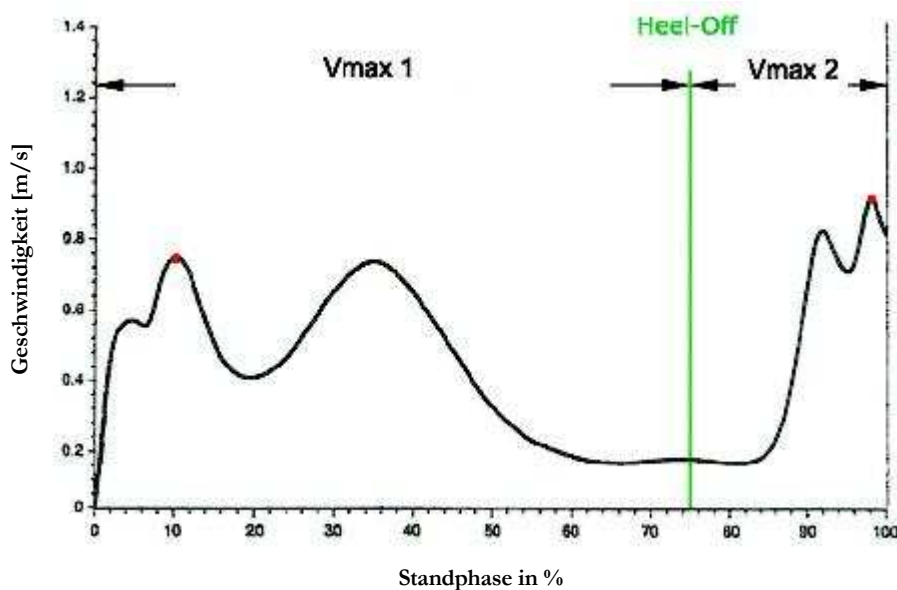


Abbildung 5: Geschwindigkeitsverlauf des COP

Die Geschwindigkeit des COP in x- Richtung (medio-lateral) und y-Richtung (anterior-posterior) wird unterteilt in Standphase ($v_{max 1}$ x, y) und Abdruckphase ($v_{max 2}$ x, y). Die Trennung dieser zwei Phasen erfolgt durch den Zeitpunkt, an dem die Ferse den Boden verlässt (*Heel-off*, vgl. Abbildung 5). Für die vorliegende Untersuchung ist die COP-Geschwindigkeit in medio-lateraler Richtung während der Standphase von Bedeutung. Eine erhöhte Geschwindigkeit könnte auf eine höhere Pronationsrate hinweisen.

2.1.6 3-D-Kinematik der unteren Extremität

2.1.6.1 Stichprobe

Die kinematische Untersuchung wurde zeitgleich mit der Druckverteilungsmessung durchgeführt. Bei Überschreitung eines definierten Schwellenwertes gab die Druckmessplatte hierbei das Trigger-signal für die Initialisierung des Kamerasystems aus. Die Probanden der kinematischen Untersuchung sind bis auf einen zusätzlichen Drop-out identisch mit der Messung der plantaren Druckverteilung (Tabelle 13 und Tabelle 14), da Vorfußläufer auch hier exkludiert wurden. Eine mangelnde Datenqualität beim zusätzlichen Probandenausschluss wurde durch eine zu hohe Markerdichte auf dem Fuß bei kleiner Schuhgröße hervorgerufen, welche vom System nicht mehr differenziert werden konnte.

Tabelle 13: Stichprobe: 3-D-Kinematik der UEX

Männer	Frauen	DO	Gesamt (ohne DO)
16	16	9	32

Tabelle 14: Übersicht ausgeschlossener Probanden (DO): 3-D-Kinematik der UEX

DO-Ursache	Anzahl Männer	Anzahl Frauen
Vor- /Mittelfußläufer	4	3
unzureichende Datenqualität		1
akute Verletzung während der Messung		1

2.1.6.2 Datenerhebung

Eine zwölf Meter lange Strecke wurde mit EVA-Platten (*Shore 18*) ausgelegt, um ein natürliches Abrollverhalten barfuß zu ermöglichen. Das Kalibrationsvolumen wurde direkt über der Druckmessplatte eingerichtet ($\approx 1.5 * 1 * 1$ m (x-y-z-Richtung, wobei x die Laufrichtung angibt)), die mit einem Pre-Event-Trigger (Vorlauf: 1 Sekunde) die kinematische Messung synchronisierte. Mit sechs Infrarotkameras (*Vicon, Fa. Oxford Metrics*) und einer Aufnahme-frequenz von 250 Hz wurden die Raumkoordinaten der Marker erfasst, die zuvor nach vorausgehender standardisierter Palpation und Kennzeichnung der anatomischen Landmarken durch die Physiotherapeutin direkt auf die Haut aufgeklebt wurden. Hierzu trugen die Probanden einen modifizierten, eng anliegenden Sprintanzug mit Aussparungen an *SLAS*, Trochanter major und *L4*. Nach einem statischen Versuch

zur Definition der Nullposition hatten die Probanden Gelegenheit, sich an den Laufuntergrund zu gewöhnen, um im Anschluss zehn Einzelmessungen zu absolvieren.

Tabelle 15: Übersicht Messbedingungen: 3-D-Kinematik

Messbedingung	Beschreibung
Hardware	6 Infrarotkameras (<i>Vicon, Fa. Oxford Metrics</i>) <ul style="list-style-type: none"> zeitliche Auflösung: 250 Hertz
Geschwindigkeit	<ul style="list-style-type: none"> 12 km/Stunde, $\pm 5\%$ Toleranz, kontrolliert über Lichtschranken
Seite, Versuchsanzahl	<ul style="list-style-type: none"> einseitig, Seite wurde randomisiert ausgewählt, 5-10 gültige Versuche

2.1.6.3 Datenanalyse

Tabelle 16 beschreibt Markerset und Modellierungsansatz der vorliegenden Untersuchung. Die Berechnung der Gelenkwinkel wurde in Anlehnung an die GROOD & SUNTAY Conventions (GROOD & SUNTAY, 1983) entwickelt. Hierbei wird die Gelenkbewegung jeweils als Relativbewegung des distalen zum proximalen Segment in Bezug zur statischen Nullmessung angegeben. Mit Hilfe der reflektierenden Marker werden die Gelenkachsen des proximalen und des distalen Gelenkpartners berechnet (rot). Die dritte Achse (grün), die so genannte „Floatingachse“, steht dabei jeweils rechtwinklig zu der von den anderen Gelenkachsen aufgezogenen Ebene (vgl. Abbildung 6). Eine Besonderheit des vorliegenden Modells ist die Implikation einer Drehachse für das untere Sprunggelenk, welche in Anlehnung an die anatomischen Studien von ISMAN (1969) modelliert wurde.

Vor der Berechnung verschiedener Messgrößen wurden die Rohdaten zunächst kontrolliert, Markerlücken bis 20 Frames interpoliert und die Standphase vom ersten Fersenkontakt bis zum Fußabdruck zugeschnitten. Anschließend wurde das Signal gefiltert (Woltering-Filter 2 der Vicon-Pipeline) und jeder Trial auf 100% Abrollvorgang (100% ROP) normalisiert.

Tabelle 16: Übersicht Datenanalyse: 3-D-Kinematik

Messbedingung	Beschreibung
Software	<ul style="list-style-type: none"> • <i>Vicon Workstation v 4.6</i> (Vicon, Oxford): Weiterverarbeitung der Rohdaten • <i>Matlab 7.01</i>: Auswertung der Messgrößen
Markersatz	<ul style="list-style-type: none"> • 21 Marker (<i>LA, SLAS</i> bds, Trochanter major, Condylus lat. u. med. femoris, Tub. tibiae, Tibiakante, Mal. lat. u. med., Calcaneus lat., med. u. posterior, Os naviculare, Os cuneiforme, Kreuzung der Lisfranc' schen Gelenklinie und der Sehne des M. extensor digitorum longus, Basis OS Metatarsale 5, Art. Metatarsophalangeale 1, 3 und 5, Großzehennagel)
Segmente	<ul style="list-style-type: none"> • Becken, Oberschenkel, Unterschenkel, Rückfuß, Mittelfuß, Hallux
Gelenke	<ul style="list-style-type: none"> • Hüftgelenk, Kniegelenk, oberes und unteres Sprunggelenk
Ebenen	<ul style="list-style-type: none"> • jeweils 3 Freiheitsgrade unter Berücksichtigung der Sagittal-, Frontal- und Transversalebene • keine Berücksichtigung translatorischer Bewegungen
Modellierung (Abbildung 6)	<ul style="list-style-type: none"> • in Anlehnung an GROOD & SUNTAY Conventions (GROOD & SUNTAY, 1983)

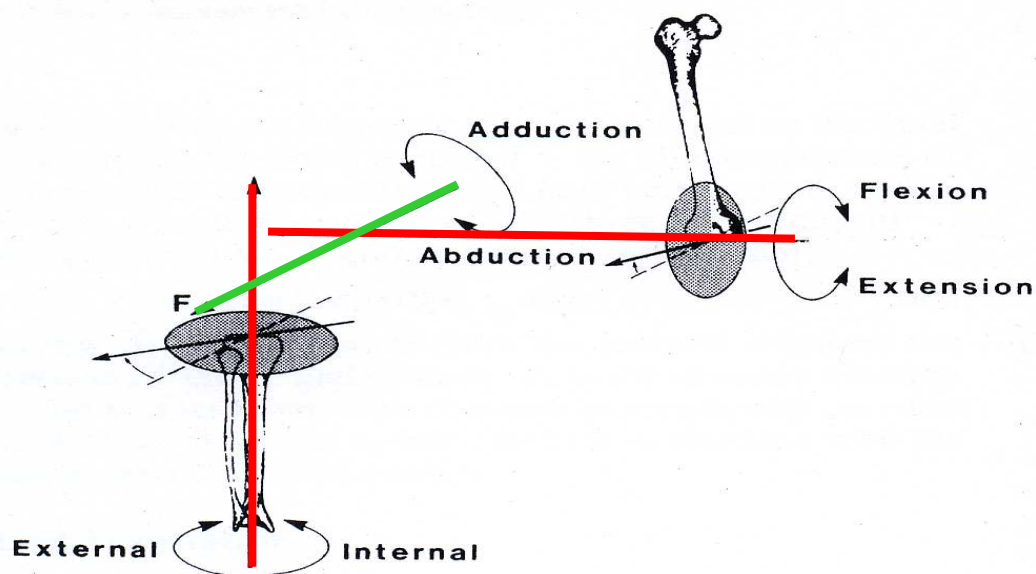


Abbildung 6: Gelenkmodellierung in Anlehnung an GROOD & SUNTAY Conventions

2.1.6.4 Beschreibung der Variablen

Tabelle 17 fasst die unterschiedlichen Auswerteroutinen der kinematischen Untersuchung zusammen, die im Folgenden detaillierter erläutert werden.

Tabelle 17: Übersicht der Messgrößen und Darstellungsformen: 3-D-Kinematik

Auswerteschritt	Beschreibung
a. Kurvenverlauf	<ul style="list-style-type: none"> Mittelwert \pm 95% Konfidenzintervall (KI)
b. Diskrete Maße	<ul style="list-style-type: none"> Berechnung von globalen und lokalen Maxima und Minima, Bewegungsamplituden und Winkelanstiegsraten
c. Winkel-Winkel-Diagramme	<ul style="list-style-type: none"> Darstellung benachbarter Gelenke in einem Diagramm

a. Kurvenverlauf

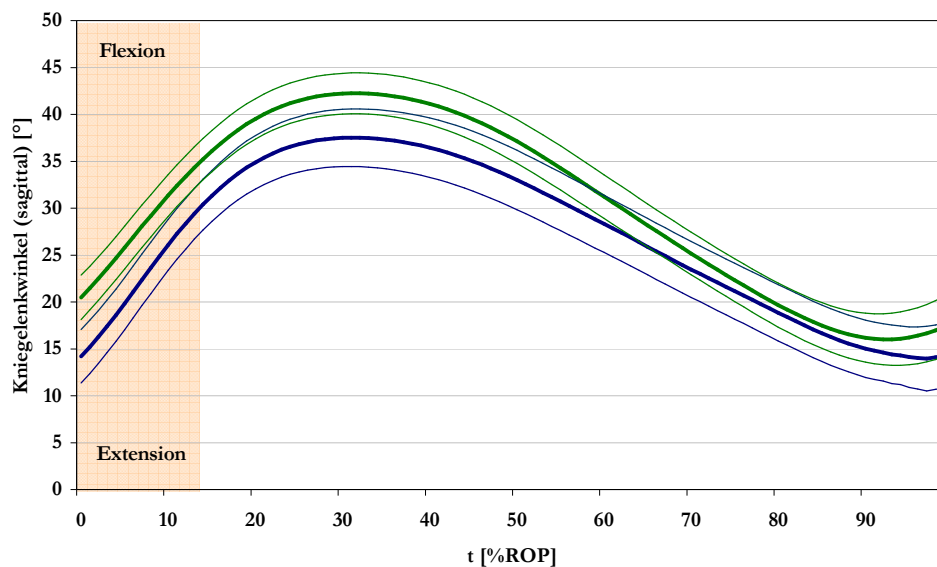


Abbildung 7: Mittelwert und 95%-Konfidenzintervall, signifikante Gruppenunterschiede farblich unterlegt. Frauen: grün, Männer: blau

Zur Darstellung der gemittelten Kurvenverläufe wurden die einzelnen Trials eines Probanden zu jedem Zeitpunkt (ZP) gemittelt (100 ZP während 100% ROP). Die Mittelwerte aller Frauen und Männer lieferten anschließend die Grundlage für die Bildung des jeweiligen Gruppenmittelwertes. Für jeden ZP des Abrollvorgangs wurde zudem das 95%-Konfidenzintervall für Männer und Frauen berechnet. Die Darstellung der Kurvenläufe erfolgt deskriptiv in einem Schaubild (vgl.

Abbildung 7). Durch Subtraktion der Konfidenzintervalle wurden Phasen während des Abrollvorgangs gekennzeichnet, in denen sich der Mittelwert der zwei Gruppen signifikant voneinander unterscheidet (vgl. Abbildung 7: gefärbte Bereiche).

b. Diskrete Maße

Für jeden zu betrachtenden Gelenkwinkel wurden diskrete Maße definiert, bei denen sich in Anlehnung an die Angaben der Literatur Unterschiede zwischen den Geschlechtern vermuten lassen. Diese in den Grafiken rot gekennzeichneten Maße werden im Folgenden gelenkspezifisch erörtert. Anhang 2 fasst die Maße und deren Berechnungsgrundlage tabellarisch zusammen.

Bei der Interpretation der Zeitpunkte diskreter Ereignisse und der Winkelanstiegsraten muss beachtet werden, dass der Kurvenverlauf zeitlich relativ und nicht absolut aufgetragen wird. Alle Kurven wurden auf 100% Abrollvorgang normalisiert, so dass man Ereignisse nur hinsichtlich ihres Auftretens in Bezug zur Standphase werten, jedoch keinen absoluten Bezug herstellen kann.

Hüftgelenk sagittal

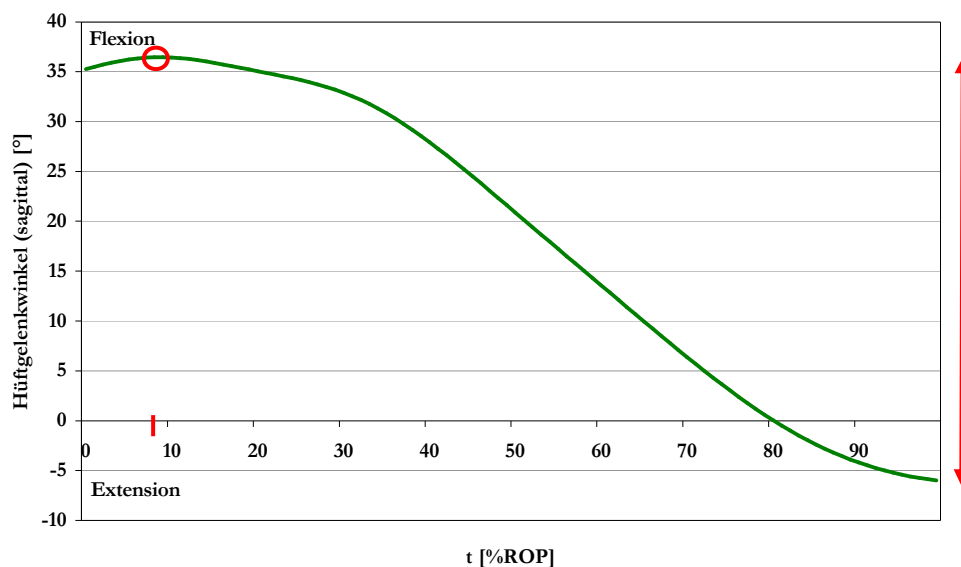


Abbildung 8: diskrete Maße des Hüftgelenkwinkels in der Sagittalebene

Neben dem Ausmaß und Zeitpunkt der maximalen Hüftbeugung beim Fersenaufsatz interessieren der maximale Hüftextensionswinkel und das Gesamtbewegungsausmaß.

Hüftgelenk frontal

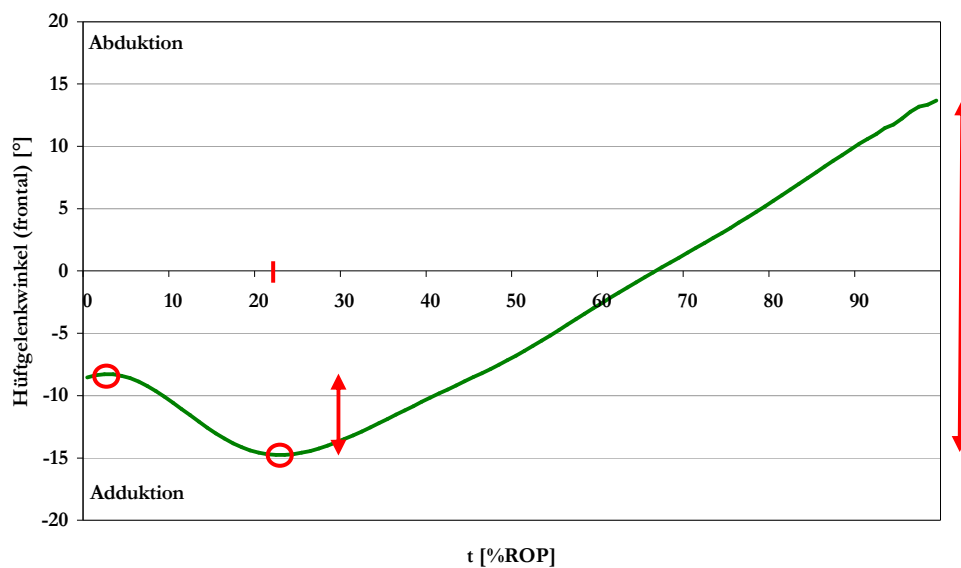


Abbildung 9: diskrete Maße des Hüftgelenkwinkels in der Frontalebene

Neben der lokalen Bewegungsamplitude der Adduktion (gekennzeichnet durch die minimale Adduktion bis 20% ROP und das Adduktionsmaximum) und dem Zeitpunkt der maximalen Adduktion soll das globale Gesamtbewegungsausmaß während der Standphase betrachtet werden.

Kniegelenk sagittal

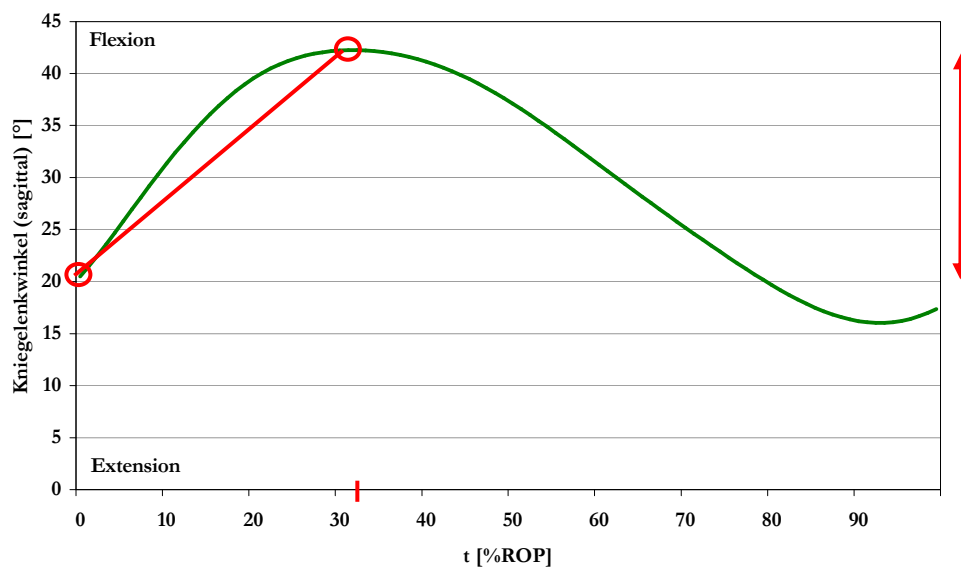


Abbildung 10: diskrete Maße des Kniegelenkwinkels in der Sagittalebene

Der initiale und der maximale Knie-Flexionswinkel sowie der dazugehörige Zeitpunkt sind neben dem lokalen Bewegungsausmaß der Knie-Flexion vom Bodenkontakt bis zum Maximum bei der

Beurteilung der Kniegelenkbewegungen in der Sagittalebene von Interesse. Darüberhinaus wird die mittlere Winkelanstiegsrate vom Fersenkontakt bis zur maximalen Knie-Flexion berechnet.

Oberes Sprunggelenk sagittal

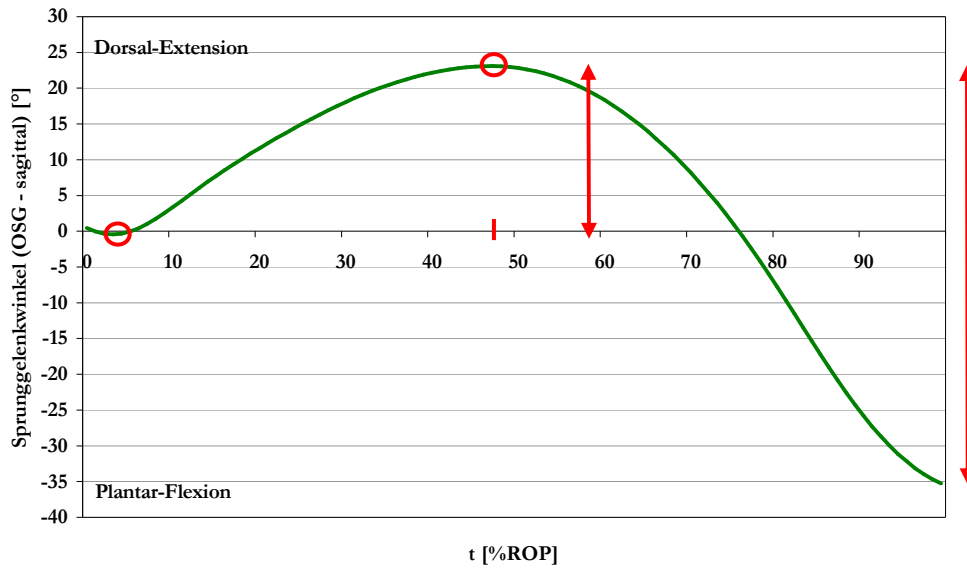


Abbildung 11: diskrete Maße des Sprunggelenkwinkels (OSG) in der Sagittalebene

Die am oberen Sprunggelenk erhobenen diskreten Maße sind das Gesamtbewegungsausmaß, die maximale Dorsal-Extension und der lokale Bewegungsumfang der Dorsal-Extension vom TD bis zum Maximum. Zudem ist der Zeitpunkt der maximalen Dorsal-Extension von Interesse.

Unteres Sprunggelenk

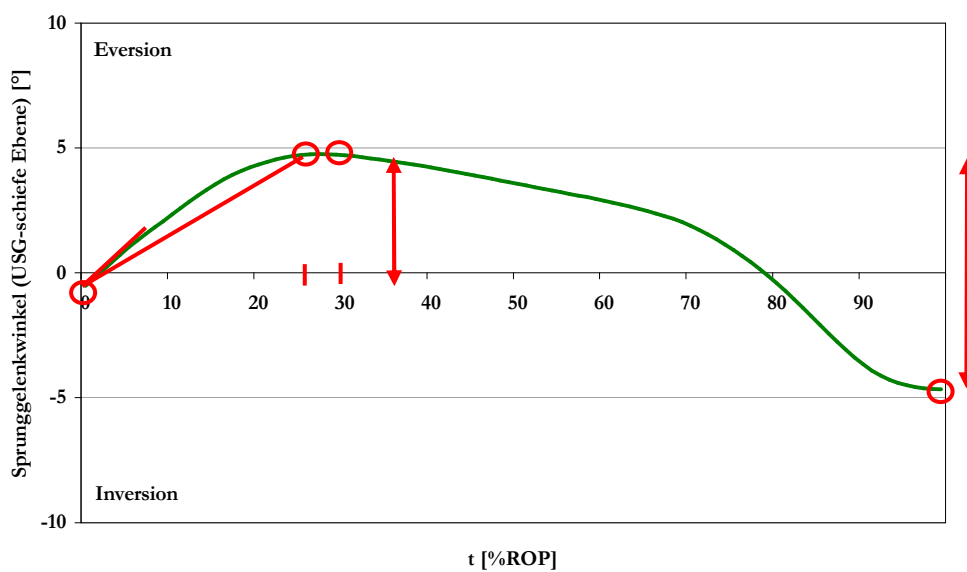


Abbildung 12: diskrete Maße des Sprunggelenkwinkels (USG) in der schiefen Ebene

Bei der Betrachtung des unteren Sprunggelenkes sind der initiale und der maximale Eversionswinkel, der dazugehörige Zeitpunkt der die Eversionsbewegung begrenzt und die durchlaufene Bewegungsamplitude von Interesse. Neben der maximalen Pronation wird das lokale Maximum und dessen Zeitpunkt bestimmt. Dieser Zeitpunkt wird durch eine konstante Geschwindigkeit und eine negative Beschleunigung, die einen Schwellenwert überschreitet definiert (vgl. hierzu Regelwerk in Anhang 2). Die maximale und mittlere Winkelanstiegsrate vom Fersenkontakt bis zum lokalen Maximum der Pronation und das durchlaufene Gesamtbewegungsausmaß im unteren Sprunggelenk ergänzen die diskreten Messgrößen.

c. Winkel-Winkel-Diagramme

Entgegen der Darstellung eines Gelenkwinkels über die Zeit zeichnet ein Winkel-Winkel-Diagramm die Gelenkwinkel benachbarter Gelenke gegeneinander auf. Abbildung 13 zeigt die Standphase einer Laufbewegung. Die Winkeldaten des unteren Sprunggelenks sind hier auf der y-Achse, die Daten vom Hüftgelenk (Frontalebene) auf der x-Achse aufgetragen. Wann immer die Kurve parallel zu einer Achse verläuft, findet die Bewegung in nur einem der zwei Gelenke statt. Verläuft sie in einem Winkel von 45° , so ändern sich die Winkel beider Gelenke in gleichem Maße. Fersenaufsatz (*TD*) und Fußabdruck (*TO*) sind durch die Enden der Kurven gekennzeichnet. Die Kurven basieren jeweils auf 100 äquidistanten Punkten, welche die Standphase des Abrollvorgangs widerspiegeln. Informationen über den absoluten Zeitverlauf der Abrollbewegung sind aus diesem Diagramm jedoch nicht herzuleiten (vgl. CAVANAGH, 1987).

Die Bewegungskopplungen der Sagittalebene zwischen Hüft- und Kniegelenk sowie Kniegelenk und OSG und die Bewegungskopplung der Frontalebene bzw. schiefen Ebene (Hüfte und USG) werden mit Hilfe des Winkel-Winkel-Diagramms dargestellt (Abbildung 13).

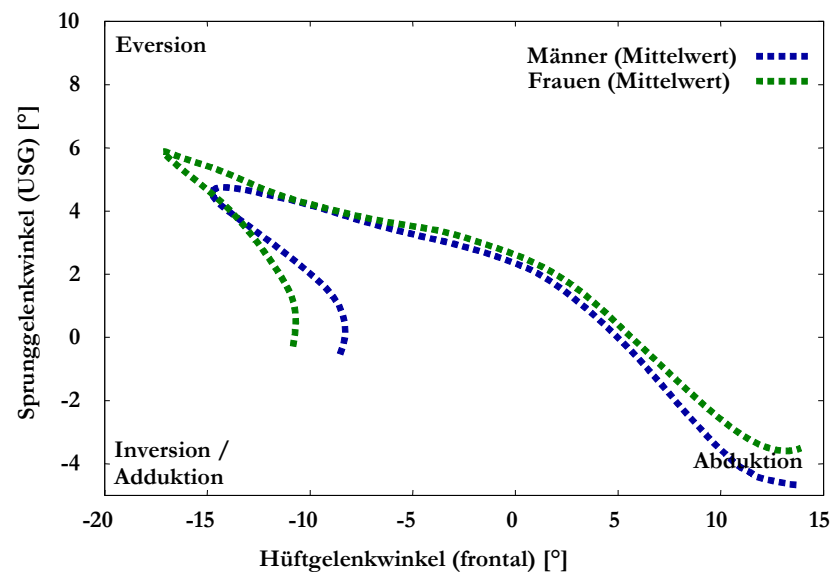


Abbildung 13: Winkel-Winkel-Diagramm Hüftgelenkwinkel frontal und Gelenkwinkel des USG

2.1.6.5 Reproduzierbarkeitsprüfung

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurde die Reproduzierbarkeit der Kinematikdaten unter Verwendung von Matlab 7.0.1. durch die Berechnung des „Intraclass Correlation Coefficient“ (ICC) (DUHAMEL, 2004) als Bestimmung der intraindividuellen Datenvariabilität bestimmt (vgl. hierzu MAIWALD, 2005b). Die Daten von 30 Probanden (16 gesunde Männer, 14 gesunde Frauen) wurden entsprechend dem vorliegenden Messprotokoll gemessen und analysiert. Nach der Überarbeitung der Rohdaten wurde der ICC von jeder Versuchsreihe eines Probanden als Grundlage für die Berechnung des mittleren ICC pro Proband verwendet. Die Variabilität der Gelenkwinkeldaten wurde durch den jeweiligen Gruppenwert der männlichen und weiblichen Stichprobe ausgedrückt.

2.2 Anthropometrische Untersuchung der Fußmorphologie

2.2.1 Stichprobe

Zur Erhebung der Fußmaße wurden verschiedene Volksläufe und öffentliche Veranstaltungen besucht, zudem fanden Messungen an Sportstudenten dreier Universitäten aus dem Raum Baden-Württemberg statt. Tabelle 18 veranschaulicht die zugrunde liegende Probandenanzahl für den genannten Untersuchungszeitraum, Tabelle 19 die Darstellung der ausgeschlossenen Probanden nach erfolgter Einladung. Dem Studienvorhaben wurde von Seiten der Ethikkommission des Universitätsklinikums Tübingen zugestimmt.

Tabelle 18: Übersicht Gesamtstichprobe: anthropometrische Untersuchung

Männer	Frauen	DO	Gesamt (ohne DO)
423	424	71	918 (847)

Tabelle 19: Übersicht ausgeschlossener Probanden (DO): anthropometrische Untersuchung

DO-Ursache	Anzahl
Altersgrenze überschritten	23
fehlende Messdaten, Messartefakte	30
Fußdeformität	18
gesamt	71

Um den Transfer in den Leistenbau beispielhaft gewährleisten zu können, wurde ein Laufschuhleisten, der auch für die Herstellung von Frauenlaufschuhen verwendet wird, vermessen. Der Leisten stand als Vergleichsobjekt in vier Damengrößen zur Verfügung.

2.2.2 Einverständniserklärung, Ein- und Ausschlusskriterien

Zu Beginn der Messung wurden die Probanden schriftlich und mündlich über die Studienziele und -inhalte informiert und hatten Gelegenheit, Fragen zu stellen. Nach Überprüfung der Ein- und Ausschlusskriterien (vgl. Tabelle 20) bestätigten die Studienteilnehmer die freiwillige Teilnahme mit ihrem Einverständnis.

Tabelle 20: Übersicht Ein- und Ausschlusskriterien

Einschlusskriterien
<ul style="list-style-type: none">• Alter zwischen 18 und 60 Jahren• europäische Herkunft
Ausschlusskriterien
<ul style="list-style-type: none">• Fußdeformitäten (extremer Hallux valgus, Zehenmissbildung,...)• außereuropäische Herkunft• dunkle Hautfarbe (Messartefakte aufgrund fehlender Kontraste beim Scan-Vorgang)

2.2.3 Datenerhebung

2.2.3.1 Datenerhebung Fußmaße



Abbildung 14: Messung Fußscanner

Nach Studieneinschluss beantworteten die Probanden zunächst einen kurzen Fragebogen, der neben Größe, Gewicht und Jahrgang auch die Nationalität abfragte. Im Anschluss daran zogen sie Schuhe und Socken aus und wurden angewiesen, dünne Einmal-Nylonsocken anzuziehen. Dies hatte zum einen hygienische Gründe, zum anderen konnten dadurch Messartefakte reduziert werden. Vor dem eigentlichen Messvorgang wurde die statische Beinachse im Stand beurteilt

(Einteilung in Genu rectus, Genu valgum oder Genu varum). Anschließend wurden zuerst der linke und dann der rechte Fuß mit einem dreidimensionalen Fußscanner (*Pedus*, Fa. Human Solutions, Kaiserlautern) gescannt. Dabei stand der zu scannende Fuß auf einer Glasplatte, der andere auf einer gleich hohen Holzbox, die seitlich vom Scanner angebracht war. Die Probanden wurden dazu angehalten, beide Füße gleichmäßig zu belasten und während der Messung nach vorne zu schauen. Eine Holzstange auf Oberkörperhöhe konnte zur Gleichgewichtsregulierung festgehalten werden (Abbildung 14).

2.2.3.2 Datenerhebung Leistenmaße



Abbildung 15: Lichtreflektionen der Leistenoberfläche (links), Kompressionssocken zur Reduktion der Messartefakte (rechts)

Der rechte Laufschuhleisten wurde in den Größen US Frauen 6, 7, 8.5 und 9.5 mit dem INFOOT[®]-System vermessen. Aufgrund der glänzenden Oberfläche des Leistens musste dieser für den Scansvorgang mit einem Kompressionssocken überzogen werden. Die Dicke des Sockens in gedehntem Zustand lag bei etwa 0.5 mm.

2.2.4 Datenanalyse

2.2.4.1 Datenanalyse Fußmaße

Die eingelesene Scanmatrix wurde zunächst visuell kontrolliert. Mangelhafte Scans wurden dokumentiert und für die weitere Datenanalyse ausgeschlossen (z. B. fehlende Abbildung der Zehen, Fußdeformitäten, mangelhafte Positionierung des Fußes im Scanner, etc.). Alle weiteren Auffälligkeiten wurden ebenfalls zum späteren Abgleich mit den errechneten Größen schriftlich festgehalten. Anschließend wurden verschiedene anatomische Strukturen in Anlehnung an eine standardisierte Auswerteroutine editiert (vgl. hierzu Tabelle 24). Über die Software wurden zusätz-

liche Maße berechnet, die in Zusammenhang mit den editierten Punkten stehen. In diesem Rahmen wurden Teil-Ausschlüsse festgelegt, wenn einzelne Maße nicht berechnet werden konnten (z. B. aufgrund von fehlenden Messpunkten an der zu editierenden Stelle des Fußes). Die Daten wurden daraufhin mit einem Makro nach Excel exportiert und in einem Statistikprogramm (*SPSS 11.5* sowie *Jmp 4.0*) unter Hinzunahme der Probanden-Kenndaten und der klinischen Daten weiterverarbeitet.

Tabelle 21: Übersicht Messbedingungen: 3-D-Fußscanner Fußmaße

Messvoraussetzungen	Beschreibung
Hardware	<ul style="list-style-type: none"> • dreidimensionaler Fußscanner (<i>Pedus, Fa. Human Solutions, Kaiserslautern</i>) • räumliche Auflösung: $\approx 1\text{mm}$
Software	<ul style="list-style-type: none"> • <i>Scan Worx 2.8.5. SL 1</i> (Fa. Human Solution), Ergänzung von Zusatzmaßen • Datenanalyse: <i>SPSS 11.5</i>

Ein Seitenvergleich der errechneten Messgrößen sowie eine qualitative Beurteilung der Datenverteilung in den einzelnen Variablen wurde als Plausibilitätskontrolle genutzt. Nicht plausible Daten wurden nicht verwendet.

Die errechneten Größen wurden, sofern von beiden Füßen vorhanden, gemittelt. Bei einseitigem Ausschluss wurde der verbleibende Fuß in die Datenanalyse übernommen. Bei Ausfällen innerhalb einzelner Messgrößen wurden diese für beide Seiten ausgeschlossen (Teil-Dropout).

Im Anschluss wurden die Daten anhand der Fußlängen gruppiert (in Anlehnung an US-Schuhgrößen und *Französisch Stieb*), zur Fußlänge normiert und zusätzliche z-Werte für die anschließenden statistischen Auswerteverfahren berechnet.

Tabelle 22 gibt einen Überblick über die verwendeten Darstellungs- und Analyseverfahren der Fußmaße, die in Kapitel 2.3 detaillierter erläutert werden.

Tabelle 22: Übersicht Datenanalyse 3-D-Fußscanner Fußmaße

Auswerteschritt	Beschreibung
Kreuztabellen	<ul style="list-style-type: none"> Darstellung der Maße in Abhängigkeit von Fußlänge und Geschlecht
Student's T-Test	<ul style="list-style-type: none"> geschlechtsspezifischer Vergleich innerhalb einer Schuhgröße
Korrelationsmatrix	<ul style="list-style-type: none"> Darstellung des Zusammenhangs von Variablen und Fußlänge
Relativmaße	<ul style="list-style-type: none"> geschlechtsspezifischer Vergleich der Variablen über alle Schuhgrößen (Daten zur Fußlänge normiert)
Clusteranalyse	<ul style="list-style-type: none"> Definition von Fußtypen im Geschlechtervergleich Definition von Frauenfußtypen im Vergleich mit Laufschuhleisten
Deskriptive Darstellung	<ul style="list-style-type: none"> Vergleich der Fuß- und Leistenmaße

2.2.4.2 Datenanalyse Leistenmaße

Tabelle 23: Übersicht Messbedingungen: 3-D-Fußscanner Leistenmaße

Messvoraussetzung	Beschreibung
Hardware	<ul style="list-style-type: none"> dreidimensionaler Fußscanner (INFOOT[®]) räumliche Auflösung: $\approx 1\text{mm}$
Software	<ul style="list-style-type: none"> Visualisierung und Vermessung der Füße: Softwarepaket <i>Rhinoceros</i>[®] Datenanalyse: <i>Excel</i>

Nach dem Scannen der Leisten wurden die Daten in die Grafiksoftware *Rhinoceros*[®] eingelesen und das Polygonnetz an einem globalen Koordinatensystem mit einer Genauigkeit von $\leq 1\text{mm}$ ausgerichtet. Die mediale Anschlagkante wurde an die y-Achse und die Ferse an die x-Achse angelehnt. Zudem wurde die Sohle des Leistens auf der Nullebene der z-Achse angeordnet. Die

anatomischen Landmarken konnten dann markiert und anschließend vermessen werden (vgl. Abbildung 16).

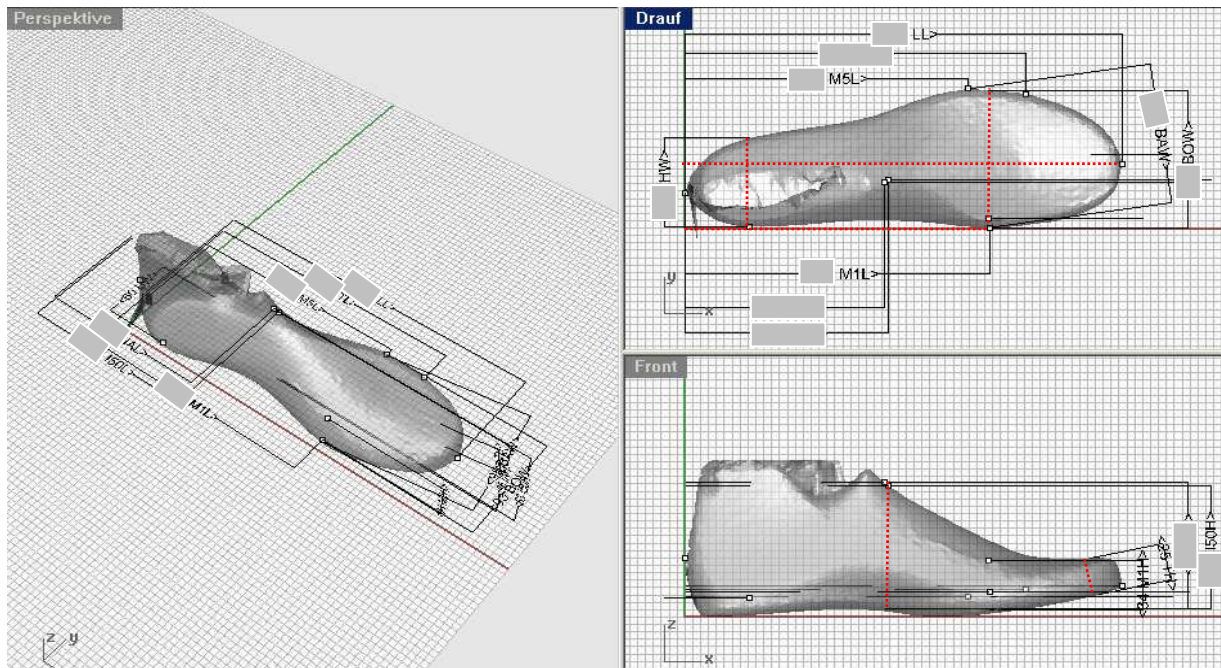






Abbildung 16: Ausrichtung und Vermessung der Leisten mit der Grafiksoftware *Rhinoceros*®. Zum Vergleich mit den Frauenfüßen verwendete Maße wurden rot gekennzeichnet






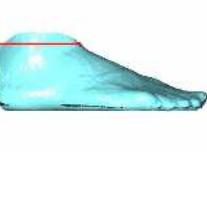
2.2.5 Beschreibung der Variablen



2.2.5.1 Anthropometrische Variablen der Fußmorphologie

Neben Alter, Geschlecht und Trainingsumfang wurden in der vorliegenden Untersuchung verschiedene Fußmaße erhoben, die in Tabelle 24 beschrieben werden. Für den geschlechtsspezifischen Vergleich wurden anatomisch definierte Maße des Fußes verwendet. Für den Vergleich mit dem Laufschuhleisten mussten zum Teil Messgrößen berechnet werden, die weniger funktionell, dafür jedoch besser standardisierbar sind, da am Leisten durch seine Oberflächen-glättung nicht alle Landmarken klar definierbar sind (vgl. Kapitel 2.2.5.2).

Tabelle 24: Übersicht: Anthropometrische Daten der Fußmorphologie

Winkel	Beschreibung
	<ul style="list-style-type: none"> • Ballenwinkel: Winkel zwischen Ballenbreite orthogonal und Ballenbreite anatomisch <i>verwendet zur Darstellung geschlechtsspezifischer Unterschiede</i>
	<ul style="list-style-type: none"> • Großzehenwinkel: Winkel zwischen Fußmesslinie und der Verbindungslinie zwischen Großzehenballen und medialer Begrenzung des großen Zehs <i>verwendet zur Darstellung geschlechtsspezifischer Unterschiede</i>
	<ul style="list-style-type: none"> • Kleinzehenwinkel: Winkel zwischen der durch den Kleinzehenballen verlaufenden Parallelen zur Fußmesslinie und der Verbindungslinie zwischen Kleinzehenballen und lateraler Begrenzung des kleinen Zehs <i>verwendet zur Darstellung geschlechtsspezifischer Unterschiede</i>
	<ul style="list-style-type: none"> • Fußmesslinienwinkel: Winkel zwischen der Fußmesslinie und der parallel zur y-Achse verlaufenden Linie, die den gleichen Ursprung auf der x-Achse besitzt, wie die Fußmesslinie <i>verwendet zur Editierung und Berechnung verschiedener Maße</i>

Längen	Beschreibung
	<ul style="list-style-type: none"> • mediale Fußmesslinie: Mediale Tangente am Fuß, definiert durch den Großzehenballen und die breiteste mediale Stelle der Ferse <i>verwendet zur Editierung und Berechnung verschiedener Maße</i>
	<ul style="list-style-type: none"> • Ballenlänge: Maß von der hinteren Anschlagkante des Fußes bis zum prominentesten Punkt des Großzehenballens medial <i>verwendet zur Darstellung geschlechtsspezifischer Unterschiede und beim Vergleich Frauenfuß vs. Leisten</i>
	<ul style="list-style-type: none"> • Kleinzehenballenlänge: Maß von der hinteren Anschlagkante des Fußes bis zum prominentesten Punkt des Kleinzehenballens lateral <i>verwendet zur Darstellung geschlechtsspezifischer Unterschiede und beim Vergleich Frauenfuß vs. Leisten</i>
	<ul style="list-style-type: none"> • Kleinzehenendlänge: Maß von der hinteren Anschlagkante des Fußes bis zum längsten Punkt des Kleinzehs <i>verwendet zur Darstellung geschlechtsspezifischer Unterschiede</i>
	<ul style="list-style-type: none"> • Zehenlänge: Länge von der Mitte der Ballenbreite bis zum längsten Punkt des Fußes, parallel zur y-Achse vermessen <i>verwendet zur Darstellung geschlechtsspezifischer Unterschiede</i>
	<ul style="list-style-type: none"> • Spannlänge: Länge von der Anschlagkante (x-Achse) bis zum Kreuzungspunkt von Fußböcken und Unterschenkel, parallel zur y-Achse verlaufend <i>verwendet zur Darstellung geschlechtsspezifischer Unterschiede</i>

Breiten	Beschreibung
	<ul style="list-style-type: none"> Ballenbreite anatomisch: Verbindung zwischen Großzehenballen und Kleinzehenballen <i>verwendet zur Darstellung geschlechtsspezifischer Unterschiede</i> Ballenbreite orthogonal: Parallel zur x-Achse verlaufende Verbindungslinie zwischen dem Großzehenballen und der lateralen Fußbegrenzung <i>verwendet zum Vergleich des Frauenfuß mit dem Leisten</i> Fersenbreite anatomisch: Parallel zur Ballenbreite verlaufende Verbindungslinie zwischen der breitesten Stelle medial im Fersenbereich und der lateralen Fußbegrenzung <i>verwendet zur Darstellung geschlechtsspezifischer Unterschiede</i> Fersenbreite orthogonal: Parallel zur x-Achse verlaufende Verbindungslinie zwischen der weitesten Stelle medial im Fersenbereich und der lateralen Fußbegrenzung <i>verwendet zum Vergleich des Frauenfuß mit dem Leisten</i>
Höhen	Beschreibung
	<ul style="list-style-type: none"> Zehenhöhe: Automatisch berechnete Höhe der höchsten Zehe, orthogonal zur x- und y-Achse <i>verwendet zur Darstellung geschlechtsspezifischer Unterschiede und beim Vergleich Frauenfuß vs. Leisten</i> Spannhöhe: Höhe von der Fußsohle bis zum Kreuzungspunkt von Fußrücken und Unterschenkel, orthogonal zur y-Achse verlaufend <i>verwendet zur Darstellung geschlechtsspezifischer Unterschiede</i> Fußhöhe 50%: Höhe des Fußrückens bei 50% der Fußlänge, orthogonal zur y-Achse verlaufend <i>verwendet zum Vergleich des Frauenfuß mit dem Leisten</i>

2.2.5.2 Variablen der Leistenvermessung

Die natürlichen Konturen des Fußes werden beim Leisten stark geglättet. Dies erschwert das Auffinden verschiedener anatomischer Landmarken beim Leisten erheblich, macht sie zum Teil sogar unmöglich. Im Rahmen der Leistenscans wurden demnach Maße bestimmt, die eine sehr gute bis gute Definition ermöglichen. Auf die anderen Maße muss für einen direkten Vergleich mit den Fußmaßen verzichtet werden.

Für die vorliegende Untersuchung werden aus dem genannten Grund die Maße Leistenlänge (LL), Ballenlänge (M1L), Kleinzehenballenlänge (M5L), orthogonale Ballenbreite (BOW), orthogonale Fersenbreite (HW) und Fußhöhe bei 50% Fußlänge (I50H) berücksichtigt (vgl. hierzu Abbildung 16, rote Markierungen). Zur Achtung des Betriebsgeheimnisses der Herstellerfirma werden lediglich Verhältnismaße beim direkten Vergleich der Leisten- und Fußmaße angegeben.

2.2.6 Testgüte

2.2.6.1 Messgenauigkeit

Die Messgenauigkeit des PEDUS (Scanner) und der verwendeten Auswertesoftware *ScanWorx* wurde in einer vorausgehenden internen Untersuchung überprüft. Die gemittelte Genauigkeit des Scanners, beispielsweise für die Fußlänge, wurde auf 0.6 mm geschätzt. Eine Mess-Ungeauigkeit von bis zu 2 mm wurde als praktisch irrelevant definiert, da Längen- und Breitendifferenzen des Fußes in diesem Rahmen zu keinen Änderungen im Leistenbau führen. Bei Betrachtung der Umfangmaße wird die Messgenauigkeit jedoch geringer und der kritische Schwellenwert überschritten. Ursache hierfür ist die zum Teil nicht ausreichend berücksichtigte Positionierung des Fußes auf der Glasplatte des Scanners. Der Fuß muss hierzu mit der Ferse an einem Balken anliegen, der sich an der Rückseite des Scanners in x-Richtung befindet (vgl. Abbildung 17). Von hier wird die Fußlänge in y-Richtung automatisch berechnet. Weitere Maße, die standardmäßig von der Software errechnet werden, hängen direkt von der Fußlänge ab, da sie prozentual zu dieser berechnet werden. Die Ausrichtung der medialen Tangente am Fuß (mediale Fußmesslinie) sollte demnach parallel zur y-Achse des Scanners verlaufen. Geschieht dies nicht, so wird die wahre Länge des Fußes unterschätzt. Bis zu einem gewissen Maß ist die Software des Scanners in der Lage, den Fuß zu rotieren. Ab einem bestimmten Maß geschieht dies nicht mehr und die errechneten Maße stimmen mit den wahren Maßen nicht mehr überein. Ergebnisse der internen Untersuchung zeigen, dass Füße, die mehr als 12° Außenrotation bzw. 5° Innenrotation vorweisen einen Messfehler aufweisen, der bezüglich des genannten Grenzwertes nicht mehr tolerierbar ist.

Als Folge wurde ein Hilfsinstrument entwickelt, welches dem Fuß neben der hinteren Anschlagkante eine weitere Anschlagkante an der medialen Seite des Fußes ermöglicht und dadurch die Ausrichtung des Fußes um ein Vielfaches vereinfachen kann. In der vorliegenden Untersuchung wurde dieses Hilfsmittel nicht bei allen Probanden verwendet. Deshalb wurden im Rahmen der Plausibilitäts- und Datenkontrolle die Füße ausgeschlossen, die eine Fußrotation von mehr als 12° Außenrotation bzw. 5° Innenrotation vorwiesen, um bei den automatisch errechneten Maßen den Messfehler zu reduzieren. Zudem wurde bei den manuell definierten Maßen eine Korrektur der Fußlängsachse vorgenommen, die den beschriebenen Fehler eliminiert. Das Ausmaß der Fußrotation wurde hierfür bei der Editierung der anatomischen Landmarken durch Definition der medialen Fußlängsachse vermessen und bei der Berechnung der Folgemaße mit berücksichtigt.

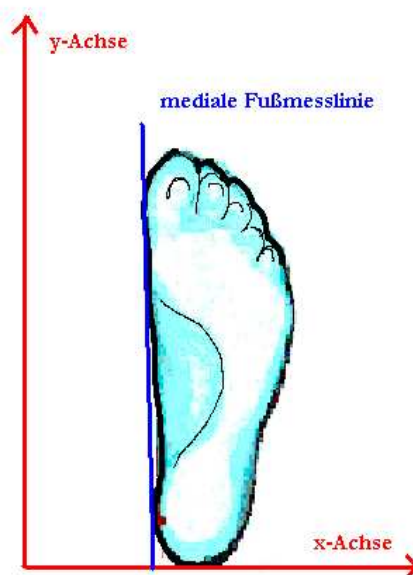


Abbildung 17: Koordinatensystem des Fußscanners

2.2.6.2 Reproduzierbarkeitsprüfung der Fußmaße

Im Rahmen der vorliegenden Untersuchung wurde die Intra- und Intertester-Reproduzierbarkeit berechnet.

Für die Darstellung der Intratester-Reproduzierbarkeit wurden vier verschiedene Füße jeweils fünfmal vermessen. Für diese Werte wurde die Wurzel der gemittelten Varianz der Messergebnisse berechnet (Root Mean Square Error - RMSE). Dabei wurden die Absolutwerte und die Relativwerte (normiert zur Fußlänge) verwendet.

Der „Intraclass Correlation Coefficient“ (ICC) als Maß der Intertester-Reliabilität wurde unter Verwendung von *SPSS (11.5.1)* mit einer gemischten zwei-Wege Anova mit Übereinstimmungsmaß („two way mixed model, producing measures of consistency“) berechnet. Hierfür wurde die weibliche Stichprobe der vorliegenden Untersuchung verwendet. Zwei unterschiedliche Untersucher haben hierfür einige der in der vorliegenden Untersuchung verwendeten Maße ausgewertet. Neben der Darstellung des ICC wurden die erhobenen Messdaten auch deskriptiv dargestellt. Ein sehr anschauliches Vorgehen zur Visualisierung der Test-Retest-Variabilität ist das Verfahren von **BLAND & ALTMAN** (vgl. AXMANN, 2002). Auf der y-Achse des Graphen wird die Differenz der Messwerte von Beobachtung 1 (Untersucher 1) und Beobachtung 2 (Untersucher 2), auf der x-Achse der jeweilige Mittelwert der zwei Beobachtungen aufgetragen (Abbildung 18). Die Darstellung ermöglicht neben der Veranschaulichung der Messdifferenzen das Erkennen eines sogenannten *Bias*, also einer systematische Verschiebung der Differenzen, was darauf hindeutet, dass ein Untersucher systematisch anders beobachtet, als der andere. Außerdem kann abgelesen werden, ob das Ausmaß der Differenz abhängig von der Größe der Messung ist. Im vorliegenden Fall würde dies beispielsweise bedeuten, dass bei längeren Füßen eine größere Differenz der Messwerte vorliegt, als bei kürzeren.

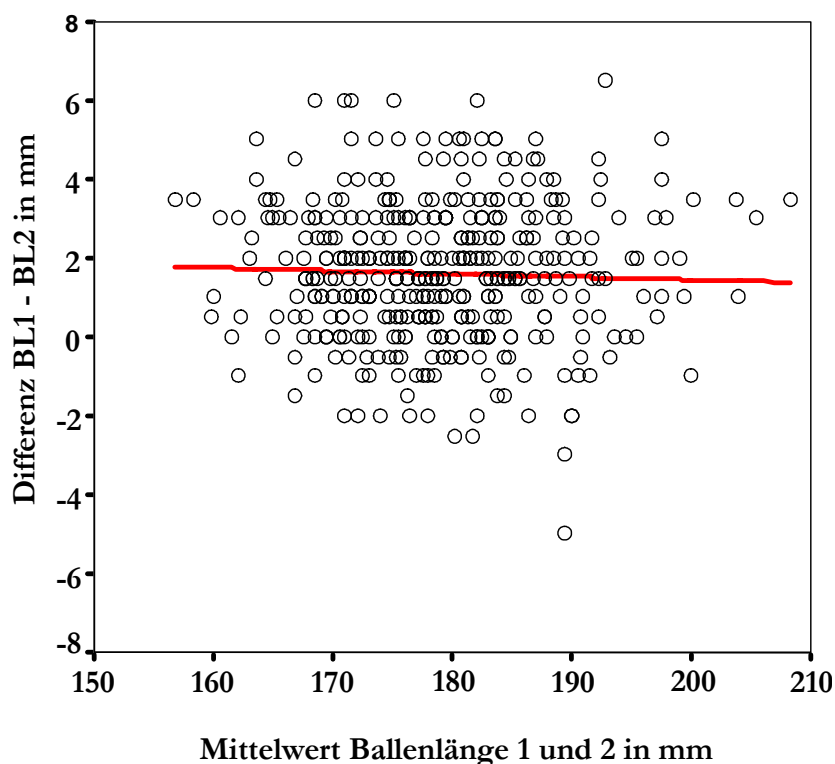


Abbildung 18: Bland and Altman Plot zur Einschätzung der Verlässlichkeit von Messverfahren

2.2.6.3 Reproduzierbarkeitsprüfung der Leistenmaße

Zur Überprüfung der Wiederholbarkeit der Leistenvermessung wurden für die ausgewählten Maße insgesamt 8 Leisten jeweils zweimal analysiert (die in der vorliegenden Untersuchung dargestellten Leisten wurden bei der Reproduzierbarkeitsmessung durch drei weitere Leisten derselben Machart in größeren Größen und durch einen zusätzlichen Leisten unterschiedlicher Machart ergänzt). Die zu vermessenden Markierungspunkte wurden in einem Standardprotokoll definiert. Alle Leisten wurden mit dem INFOOT[®]-System gescannt und mit der Grafiksoftware *Rhinoceros*[®] ausgewertet. Für die errechneten Maße wurde die mittlere Differenz der Messwerte und die maximale Differenz dargestellt.

2.3 Statistik

Das folgende Kapitel dient der detaillierten Aufführung der in dieser Arbeit verwendeten statistischen Verfahren. Die Verfahren sind nicht nach den einzelnen Messphasen der Untersuchung gegliedert, sondern hinsichtlich ihrer Funktionalität. Zu Beginn jedes Unterkapitels wird der jeweilige Bezug zur Untersuchung hergestellt, bei der dieses Verfahren verwendet wurde.

2.3.1 Reproduzierbarkeitsprüfung

Die statistischen Verfahren zur Ermittlung der Intra- und Intertester-Reproduzierbarkeit der Kinematik- und Fuß- und Leistenscandaten wurden in den Kapiteln 2.1.6.5, 2.2.6.2 sowie 2.2.6.3 erläutert, auf eine erneute Ausführung wird an dieser Stelle deshalb verzichtet.

2.3.2 Deskriptive Datenanalyse

2.3.2.1 Graphische Verfahren

Graphische Verfahren werden für die Darstellung der Ergebnisse aller Methoden verwendet. Eine rein deskriptive Veranschaulichung erfolgt mit den Balken- bzw. Liniendiagrammen und den Boxplots.

Mit Hilfe der so genannten „Mean Diamonds“ lässt sich ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen zwei unabhängigen Variablen visuell darstellen. Abbildung 19 veranschaulicht dies am Beispiel der Beweglichkeit des oberen Sprunggelenkes. Die horizontale Linie innerhalb der Rauten stellt den Mittelwert der jeweiligen Gruppe dar (hier Männer gegenüber Frauen). Die obere und untere Begrenzung der Raute beschreiben die obere und untere Grenze des 95%-Konfidenzintervalls (KI-Intervall). Ausgehend von einer Normalverteilung der zugrunde liegenden

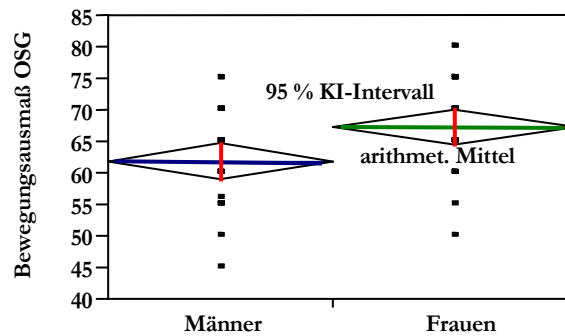


Abbildung 19: Mean Diamonds

Daten stellt dieses Intervall den Bereich dar, in dem der wahre Mittelwert der Grundgesamtheit mit einer geschätzten Wahrscheinlichkeit von 95% liegt. Bei einem Signifikanzniveau von $\alpha=0.05$ kann man also davon ausgehen, dass unter den genannten Voraussetzungen ein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen besteht, sofern sich die Intervalle nicht überlappen. Die Breite der Rauten deutet auf die Stichprobengröße hin.

Kreuztabellen werden zur Darstellung verschiedener Variablen der Fußanthropometrie verwendet. Hierzu wurden metrische Daten in Bereiche eingeteilt, um Gruppen mit ähnlicher Ausprägung zusammenzufassen. Tabelle 25 stellt am Beispiel der Ballenlänge eine solche Kreuztabelle dar. In der ersten Spalte ist die Ballenlänge in Schritten von 5 mm aufgetragen. Dabei gibt der Wert immer die Mitte des Wertebereichs an, 162.5 steht demnach für den Bereich von $160 \text{ mm} \leq \text{Ballenlänge} < 165 \text{ mm}$. In den Folgespalten ist der prozentuale Anteil der jeweiligen Ballenlänge bei der entsprechenden Fußlänge (vgl. Zeile 2-4) abzulesen.

Tabelle 25: Kreuztabelle zur Darstellung einzelner Fußmaße

		w	w	w	w	w	m	w	m	w	m	m	m
		5.0	6.0	6.5	7.5	8.0	8.5	7.0	9.0	7.5	8.0	8.5	
EU (Stich)		34	35	36	37	38	39	40	41	42			
mm		223-230	230-237	237-243	243-250	250-257	257-263	263-270	270-277	277-283			
Ball length (%)	162.5	8											
	167.5	84	23										
	172.5	8	64	27	1								
	177.5		12	59	32								
	182.5		1	14	56	31	13		3				
	187.5				10	60	74	30	38		1		
	192.5					9	13	60	49	40	44	8	
	197.5							10	10	47	51	39	7
	202.5									13	4	47	40
	207.5											6	49
	212.5												3
	217.5												
All	Col n	25	69	101	96	68	38	30	69	15	95	89	67

Die Spaltenüberschrift beinhaltet in der 1. Zeile das Geschlecht (w = weiblich, m = männlich), in der 2. Zeile die Größe in *US Women* bzw. *Men*, in der 3. Zeile die Größe in EU (*Französisch Stich*) und in der 4. Zeile die Fußgröße als Absolutmaß in mm.

In der letzten Zeile befindet sich die Gesamtanzahl der Probanden, die in der jeweiligen Größe gemessen wurde, dabei wurden Probandengruppen mit einer Stärke von $n \geq 50$ **fett** markiert. Spalten mit grünen Boxen sind „Frauenspalten“, Spalten mit blauen Boxen „Männerspalten“. Die dunkler hinterlegten Boxen sind jene, die in der entsprechenden Größe am häufigsten vertreten sind, die etwas heller unterlegten die am zweithäufigsten vertretenen. Helle Boxen werden nur dann gekennzeichnet, wenn die häufigste Größe weniger als 75% der Gesamtstichprobe der jeweiligen Größe und die zweithäufigste Kategorie mindestens 15 % der Gesamtstichprobe beinhalten.

2.3.3 Student's T-Test

Zur Darstellung geschlechtsspezifischer Unterschiede wurde der *Student's T-Test* bei einem Signifikanzniveau von $\alpha = 0.05$ durchgeführt. Signifikante Ergebnisse ($\alpha < 0.05$) wurden graphisch mit einem Sternchen*, hochsignifikante Ergebnisse ($\alpha < 0.001$) mit zwei Sternchen** gekennzeichnet. Der Test fand sowohl bei der biomechanischen Analyse der Druck- und Kinematikdaten, als auch beim geschlechtsspezifischen Vergleich verschiedener Fußmaße Anwendung.

2.3.4 Clusteranalyse

Zur Klassifizierung von Füßen eignen sich clusteranalytische Verfahren. Die Clusteranalyse versucht, homogene Gruppen hinsichtlich der zugrunde liegenden Variablen zu bilden, die sich wiederum von anderen Gruppen deutlich distanzieren. Objekte mit gleichen Ausprägungen in den Variablen werden hierbei zusammen „formiert“. Bei diesem Vorgang handelt es sich um ein exploratives Vorgehen, bei dem die Wahl des Verfahrens, die Anzahl der vorgegebenen Clusterlösungen und auch der Normierungsprozess einen Einfluss auf das Ergebnis haben (vgl. DEICHSEL et al., 1985). Mit Hilfe dieser Methode können Zusammenhänge verschiedener Variablen sehr gut dargestellt werden und somit dem Verständnis komplexerer Zusammenhänge Hilfe leisten.

Bei der im Rahmen der vorliegenden Arbeit durchgeführten Clusteranalyse wurde zunächst eine z-Transformation der Daten durchgeführt. Dieser Vorgang ist erforderlich, um ein Gleichgewicht unterschiedlicher Einheiten (z. B. Grad versus mm) und Skalenausprägungen (z. B. Fersenbreite zwischen 50 und 60mm gegenüber Ballenlängen zwischen 160-210 mm) zu ermöglichen. Der Mittelwert der jeweiligen Variablen wird hierbei auf den Wert 0, die Standardabweichung der

Datenmatrix auf den Wert eins transformiert. Im Anschluss an diese Transformation erfolgte eine hierarchische Clusteranalyse nach der „Ward-Methode“.

Die Clusterlösungen wurden auf drei begrenzt. Diese Clusteranzahl wurde in vorausgehenden Arbeitsschritten im Zusammenhang mit anderen Forschungsprojekten festgelegt, da sie eine Differenzierung in unterschiedliche Fußtypen bei gleichzeitiger Auswerteökonomie ermöglicht. Zudem ist es gerade im Bereich der Schuh- und Leistenentwicklung sehr wichtig, einen Transfer in die Produktion zu ermöglichen, die bei zu vielen Clusterlösungen fraglich ist.

Die resultierenden Cluster wurden dann durch eine Cluster-Zentren-Analyse („Quick-Cluster“) optimiert, in welches die zuvor errechneten Clusterzentren als Ausgangswerte eingingen.

In der vorliegenden Arbeit wurde das beschriebene Verfahren für zwei Fragestellungen angewendet, in die jeweils unterschiedlichen Eingangsvariablen und Untersuchungsstichproben eingingen (Analyse 1: geschlechtsspezifische Unterschiede der Fußform; Analyse 2: Unterschiede zwischen weiblicher Fußform und Sportschuhleisten). Beim geschlechtsspezifischen Vergleich der Fußform (Analyse 1) wurden hierfür Extremgrößen eliminiert, da sich Fußtypen in Abhängigkeit der Fußlänge verändern können. Innerhalb jeden Geschlechts wurden Größen, die durch weniger als zehn Probanden repräsentiert wurden nicht in die Analyse mit eingeschlossen, da eine zu kleine Probandenanzahl den obigen Effekt verfälschen könnte. Obwohl bei einer Stichprobengröße von $n=10$ noch keine normal verteilten Daten zu erwarten sind, wurde dieser Wert als Kompromiss gewählt: zur Beurteilung der Fußproportionen sind gerade die Randgrößen von besonderem Interesse, da diese beim Leistenbau weit von der Schuhgröße des *Masterpiece* entfernt und demnach bei ungeeigneten Gradierungsschritten am meisten betroffen sind.

Aus diesem Grund wurde für die Clusteranalyse zum Vergleich der weiblichen Fußform mit einem Sportschuhleisten (Analyse 2) die Gesamtstichprobe verwendet. Obwohl auch hier das Problem der Randgrößen existiert, war das Interesse an der Gesamtstichprobe inklusive der nur schwach repräsentierten sehr kleinen und sehr großen Größen wichtiger, da sich bei der Auswertung der zuvor durchgeführten geschlechtsspezifischen Analyse gerade diese Bereiche als Extreme hinsichtlich der Verteilung der Fußproportionen erwiesen.

Bei der Auswahl der Variablen für den geschlechtsspezifischen Vergleich (Analyse 1) wurden folgende Argumente berücksichtigt:

- Informationen aus den drei Raumdimensionen (Längen-, Breiten- und Höhenmaße)
- Informationen aus dem Vor- und Rückfußbereich
- Informationen bezüglich des Verlaufs der Ballenlinie (anatomische Ballenbreite, Ballenwinkel, Ballenlänge), die insbesondere für die Bestimmung der Abrollkerben im Vorfußbereich von Bedeutung ist.

- Reduktion redundanter Informationen

Folgende Variablen wurden aus den genannten Gründen in die Clusteranalyse integriert: Ballenlänge, anatomische Ballenbreite, anatomische Fersenbreite, Ballenwinkel, Spannhöhe (vgl. Abbildung 20).

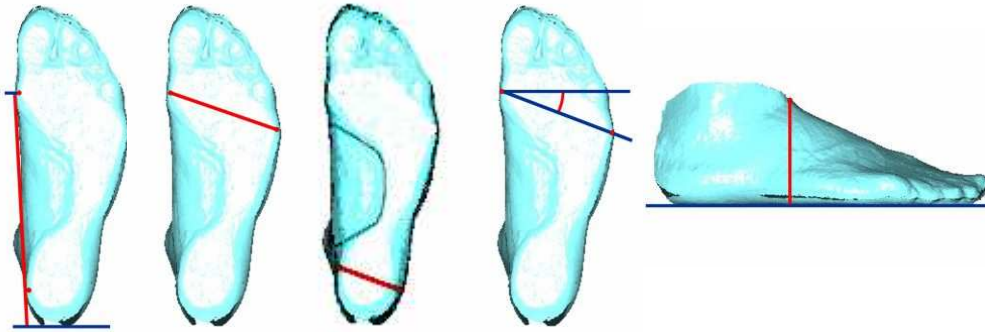


Abbildung 20: Variablen zur Typisierung der Fußform im geschlechtsspezifischen Vergleich

Analyse 2 wurde mit der gesamten weiblichen Stichprobe ($n=424$) durchgeführt. Der Vergleich des Laufschuhleisters sollte sowohl mit dem Gesamtmittelwert der jeweiligen Fußmessgröße als auch mit dem Mittelwert der jeweiligen Cluster verglichen werden, um den unterschiedlichen Fußtypen Rechnung zu tragen. Da aufgrund der in Kapitel 2.2.5.2 genannten Schwierigkeiten bei der Vermessung der Leisten die oben genannten Variablen nicht zur Verfügung standen, wurden die Maße in die Clusteranalyse integriert, die sowohl beim Fuß als auch beim Leisten vermessen werden konnten.

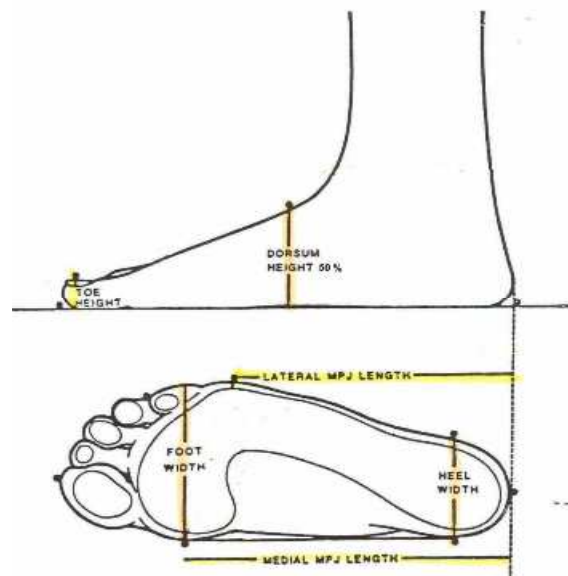


Abbildung 21: Maße der Clusteranalyse beim Vergleich der weiblichen Stichprobe mit den Leistenmaßen

Um Längen, Höhen und Breiten des Fußes gleichmäßig zu gewichten, wurden für die Analyse folgende Maße berücksichtigt: Ballenlänge, Kleinzehenballenlänge, orthogonale Ballenbreite und Fersenbreite, Zehenhöhe und Spannhöhe bei 50 % Fußlänge (Abbildung 21).

2.3.5 Zusammenhangsmaße

Zur Darstellung von Zusammenhängen zwischen verschiedenen Fußmaßen und der Fußlänge wurde der Korrelationskoeffizient nach Pearson verwendet.

3 ERGEBNISSE

Alle Abbildungen und Grafiken des Ergebnisteils sind farblich gleich kodiert. Frauen werden stets mit grünen Balken, Rauten oder Strichen dargestellt, Männer mit blauen. Bei zusätzlichen Farben werden diese in Legende oder Text gesondert erläutert.

3.1 Klinische und biomechanische Untersuchung

3.1.1 Orthopädischer und physiotherapeutischer Befund

3.1.1.1 Stichprobenmerkmale

Tabelle 26 beschreibt die Anzahl der zugrunde liegende Gesamtstichprobe. Frauen und Männer sind im Mittel gleich alt, die Männer weisen einen etwas höheren BMI von 23 gegenüber 21 bei den Frauen auf, beide Gruppen liegen jedoch im Normbereich.

Tabelle 26: Stichprobenmerkmale der klinischen Untersuchung. Alter und BMI werden als arithmetischer Mittelwert angegeben

Variable	Frauen	Männer
Anzahl	21	19
Alter	40	39
BMI	21	23

3.1.1.2 Diagnostik zur Überprüfung der Ein- und Ausschlusskriterien

Auf die Darstellung von Untersuchungselementen, die zur Überprüfung der Ein- und Ausschlusskriterien durchgeführt wurden, wird im Folgenden verzichtet. Anzumerken ist jedoch, dass *Zohlenzeichen* und *retropatellare Krepitation* auch bei beschwerdefreien Läufern und Läuferinnen toleriert wurden, sofern keine anderen klinischen und anamnestischen Zeichen für ein femoropatellares Schmerzsyndrom sprachen.

3.1.1.3 Untersuchungen zur Beurteilung der Laxität, Flexibilität und Beweglichkeit

Die in diesem Unterkapitel dargestellten Tests dienen der Beurteilung der Laxität (Bänder, Retinaculi), Flexibilität (Muskulatur) und Beweglichkeit (Gelenke).

Die Laxität der Seitenbänder des Kniegelenks wird in Abbildung 22 links dargestellt. Weist ein Proband eine vermehrte Aufklappbarkeit auf, so kann diese sowohl medial, lateral als auch beidseits

sein, da auf eine weitere Differenzierung in Lig. collaterale fibulare bzw. Lig. collaterale tibiale in der Darstellung verzichtet wurde. Obwohl bei einem Großteil der Probanden kein auffälliger Befund festgestellt wurde, ist die Häufigkeit einer Seitenbandinstabilität ohne weitere klinische Pathologien bei Frauen häufiger als bei Männern.

Deutlicher zeigen sich geschlechtsspezifische Diskrepanzen hinsichtlich der ligamentären Verhältnisse der Patellamobilität (Abbildung 22, rechts). Etwa 75% der Frauen haben eine hypermobile Patella, bei den Männern lediglich 5% (n=1).

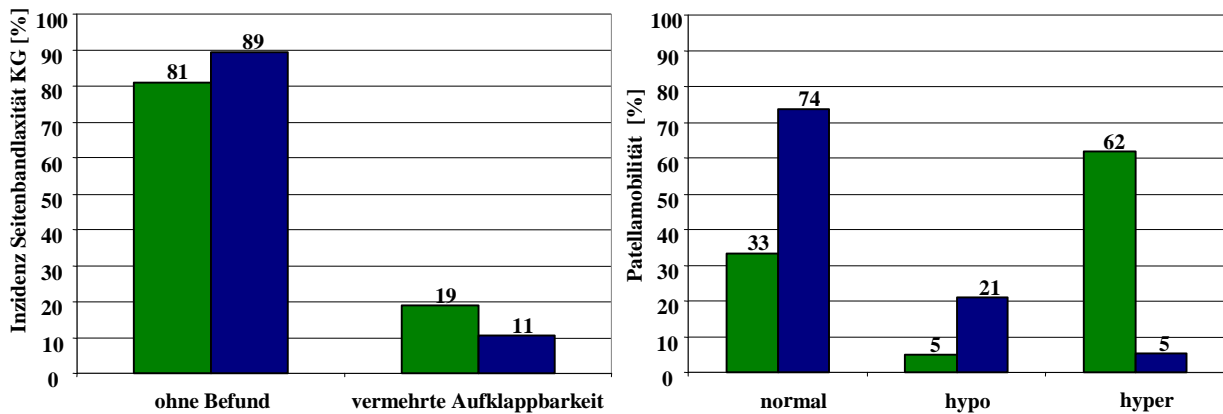


Abbildung 22: Seitenbandinstabilität der Lig. collaterale tibiale und fibulare [%] (links), Patellamobilität [%] (rechts). Frauen: grün, Männer: blau

Abbildung 23 veranschaulicht die Dehnfähigkeit der Muskulatur an 2 Muskeln der unteren Extremität. Bei insgesamt 5 Frauen und 4 Männern liegen für diese Messung keine Werte vor. Das rechte Schaubild zeigt die Flexibilität der Mm. ischiocrurales, die bei fast 40% der Männer leicht eingeschränkt ist, weitaus seltener hingegen bei den Frauen ($\approx 15\%$). Das linke Schaubild illustriert die Dehnfähigkeit des M. iliopsoas. Etwa 25 % der Männer zeigen hier eine leichte oder deutliche

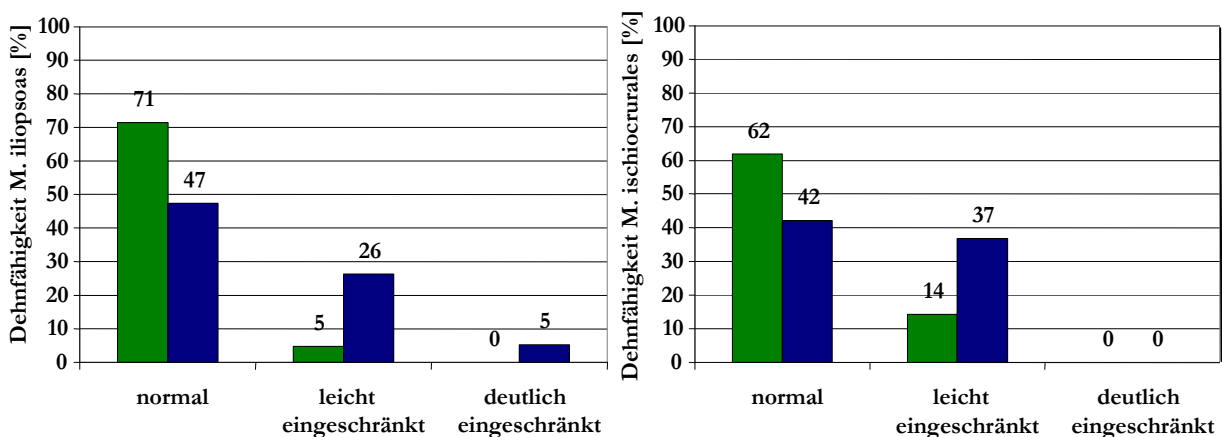


Abbildung 23: Flexibilität der Muskulatur. Linksseitig M. iliopsoas, rechtsseitig Mm. ischiocrurales %. Frauen: grün, Männer: blau

Einschränkung im Vergleich zu 5% der Frauen. Nicht dargestellt werden die Ergebnisse des M. rectus femoris. Einschränkungen waren hier sehr selten und es konnten praktisch keine geschlechtsspezifischen Unterschiede festgestellt werden.

Die Beweglichkeit der Gelenke wird am Gesamtbewegungsausmaß des oberen Sprunggelenkes und der Extension des Kniegelenkes illustriert. Da die Weichteilmasse des Oberschenkels die Knie-Flexionsmöglichkeit maßgeblich beeinflusst, wurde auf eine Darstellung derselben verzichtet. Die Knieextension hingegen ist ligamentär und kapsulär beschränkt.

Frauen zeigen tendenziell eine größere Knieextension als Männer (Abbildung 24, links). Deutliche Unterschiede zeigen sich beim geschlechtsspezifischen Vergleich der Beweglichkeit des oberen Sprunggelenkes (Abbildung 24, rechts). Frauen haben hier durchschnittlich 6° mehr Beweglichkeit.

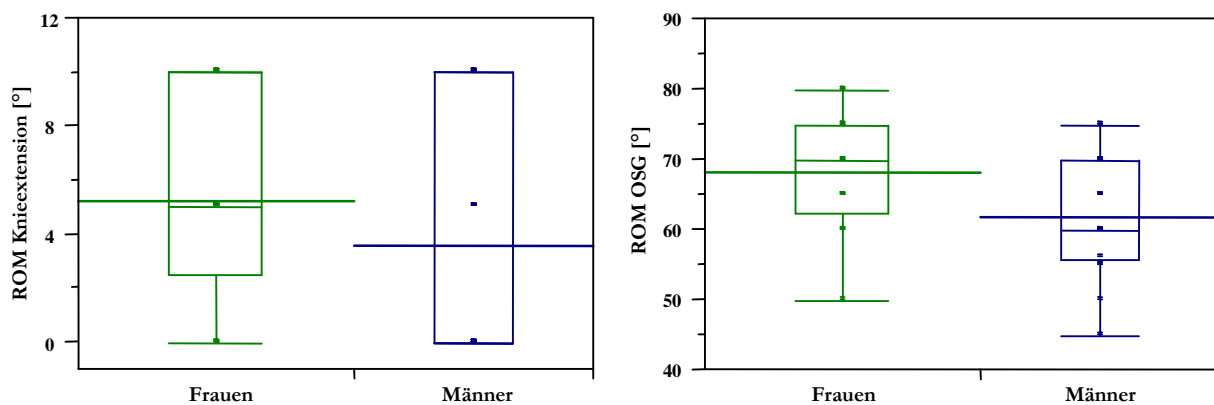


Abbildung 24: Bewegungsausmaß (ROM) der Knie-Extension (links) und des OSG (rechts). Frauen: grün, Männer: blau

3.1.1.4 Untersuchung zur Beurteilung der Achsverhältnisse der unteren Extremität

Neben der statischen Betrachtung der Achsverhältnisse werden in diesem Kapitel auch die subjektiven Einschätzungen des Untersuchers hinsichtlich der dynamischen Beinachse und Fußstatik dokumentiert. Diese Beurteilung erfolgte während des Einlaufens der Probanden im Rahmen der biomechanischen Analyse. Gemeinsam mit dem statischen Befund der Orthopädin stellen sie eine Vergleichsmessung zu den in der kinematischen Untersuchung quantitativ erhobenen Bewegungsmechanismen der unteren Extremität dar.

Abbildung 25 illustriert die Beinachsenverhältnisse. Bei Betrachtung im Stand (linkes Bild) bestehen nur geringe Differenzen zwischen den Geschlechtern, wohingegen in der Dynamik (rechtes Bild) Frauen in mehr als 50% der Fälle ein Genu valgum beim Joggen vorweisen, Männer hingegen nur in etwa 25%.

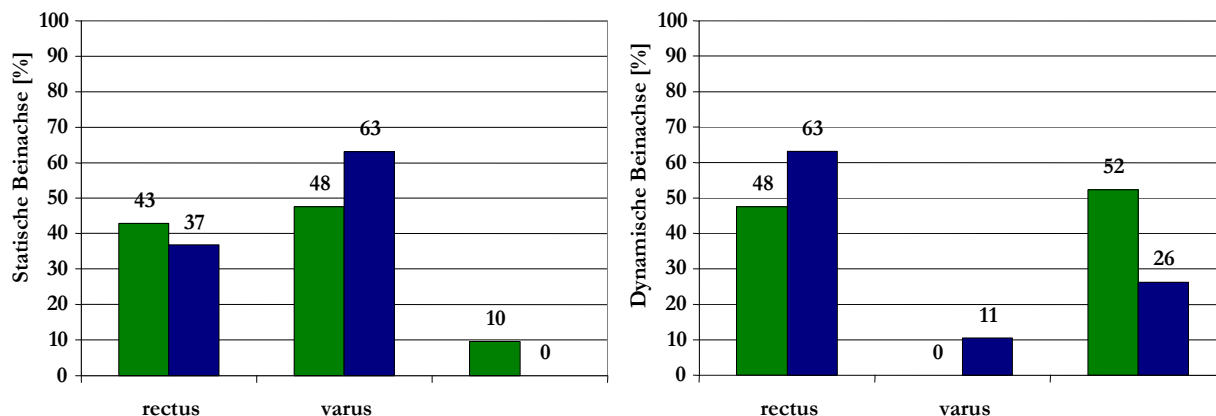


Abbildung 25: Subjektive Beurteilung der Beinachse [%]. Links in der Statik vermessen, rechts in der Dynamik beim Joggen. Frauen: grün, Männer: blau

Abbildung 26 kategorisiert die Fußform und die Bewegung des unteren Sprunggelenks. Auftretende Gesamtsummen unter 100% sind auf fehlende Messwerte zurückzuführen. Während in der Statik praktisch kein Gruppenunterschied vorliegt, zeigen Frauen in der Dynamik häufiger eine verstärkte Pronationsbewegung.

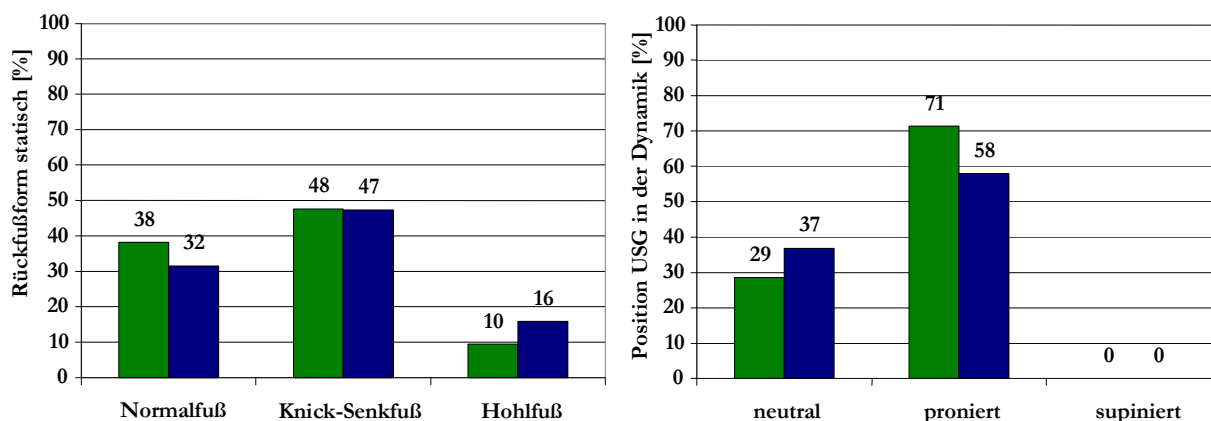


Abbildung 26: Subjektive Beurteilung der Rückfußform (links, statisch vermessen) und der Position des USG (rechts, dynamisch beim Joggen vermessen). Frauen: grün, Männer: blau

3.1.1.5 Zusammenfassung orthopädischer und physiotherapeutischer Befund

Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass Läuferinnen im Vergleich zu Läufern ein vermehrtes Maß an ligamentärer Laxität, muskulärer Flexibilität und ein größeres Bewegungsausmaß in den Gelenken vorweisen. Während die Beinachsenverhältnisse beider Gruppen in der Statik nahezu identisch sind, haben Frauen beim Joggen häufiger ein Genu valgum und eine verstärkte Pronationsstellung im unteren Sprunggelenk.

3.1.2 Plantare Druckverteilung

3.1.2.1 Übersicht der Messgrößen

Tabelle 27: Übersicht über die berechneten Variablen der plantaren Druckverteilungsmessung. Tendenzielle Differenzen gelb, signifikante Differenzen rot

Variable	Frauen			Männer			alpha
	\bar{x}	StdDev	Median	\bar{x}	StdDev	Median	
Rel. Abstand Ferse - Heel off [% FL]	71.4	1.38	71.3	70.3	2.14	70.5	= 0.09
Rel. v _{max} COP X bis HO [% FB/s]	-48.7	35.9	-39.5	-71.4	32.8	-66.7	= 0.07
Rel. Zeitpunkt t _{vmax COPx} [% ROP]	10.2	10.2	11.5	10.4	10.4	12.4	≥ 0.90
F _{max} normiert gesamt [G]	2.4	0.2	2.4	2.4	0.3	2.4	≥ 0.70
Rel. Zeitpunkt t _{Fmax Gesamt} [% ROP]	45.8	3.7	45.8	41.7	3.1	41.2	< 0.01
Slope _{max} normiert gesamt [G/s]	62.5	32.4	59.2	86.4	30.1	83.7	< 0.05
Rel. Zeitpunkt t _{Slope max Gesamt} [% ROP]	7.3	7.0	4.3	4.9	4.0	4.0	≥ 0.70
F _{max} normiert Maske 1 [G]	0.63	0.16	0.57	0.72	0.09	0.74	≤ 0.05
Rel. Zeitpunkt t _{Fmax Maske 1} [% ROP]	7.7	1.6	8.0	7.6	1.1	8.0	> 0.80
F _{max} normiert Maske 2 [G]	0.67	0.17	0.73	0.74	0.17	0.72	> 0.30
Rel. Zeitpunkt t _{Fmax Maske 2} [% ROP]	8.2	1.4	8.3	8.6	1.3	8.2	> 0.40
F _{max} normiert Maske 5 [G]	0.40	0.02	0.34	0.37	0.02	0.38	≥ 0.20
Rel. Zeitpunkt t _{Fmax Maske 5} [% ROP]	51.7	3.6	52.0	48.5	5.4	48.1	= 0.06
F _{max} normiert Maske 6 [G]	1.04	0.15	1.05	1.01	0.15	1.03	≥ 0.50
Rel. Zeitpunkt t _{Fmax Maske 6} [% ROP]	55.5	2.5	55.6	52.7	2.9	52.9	< 0.01
F _{max} normiert Maske 7 [G]	0.84	0.15	0.84	0.86	0.15	0.87	≥ 0.50
Rel. Zeitpunkt t _{Fmax Maske 7} [% ROP]	60.0	4.5	59.3	55.3	2.7	55.6	< 0.01
Slope _{max} normiert Maske 1 [G/s]	25.9	19.3	23.6	37.0	17.4	34.6	= 0.09
Rel. Zeitpunkt t _{Slope max Maske 1} [% ROP]	14.9	30.6	4.2	9.7	23.0	4.0	≥ 0.50
Slope _{max} normiert Maske 2 [G/s]	32.1	18.0	28.4	41.6	14.8	39.6	= 0.11
Rel. Zeitpunkt t _{Slope max Maske 2} [% ROP]	5.2	4.6	4.2	3.9	0.3	4.0	≥ 0.20
FTI medial relativ [% Gesamt-FTI]	39.4	4.7	39.1	40.0	4.0	40.1	≥ 0.60
FTI lateral relativ [% Gesamt-FTI]	63.6	5.9	63.8	63.4	3.1	62.7	≥ 0.90
FTI Rückfuß relativ [% Gesamt-FTI]	17.6	5.1	16.9	19.4	4.2	19.6	≥ 0.20
FTI Mittelfuß relativ [% Gesamt-FTI]	10.1	5.4	9.0	9.1	4.8	7.5	≥ 0.50
FTI Maske 1 relativ [% Gesamt-FTI]	7.9	2.5	8.0	8.8	2.1	8.5	≥ 0.20
FTI Maske 2 relativ [% Gesamt-FTI]	9.7	2.7	9.9	10.6	2.3	11.0	≥ 0.30
FTI Maske 3 relativ [% Gesamt-FTI]	7.0	4.3	6.3	6.6	3.7	5.0	≥ 0.70
FTI Maske 4 relativ [% Gesamt-FTI]	3.1	1.9	2.7	2.5	1.4	2.2	≥ 0.30
FTI Maske 5 relativ [% Gesamt-FTI]	14.7	3.1	14.4	13.9	2.3	13.8	≥ 0.30
FTI Maske 6 relativ [% Gesamt-FTI]	33.9	5.5	34.0	34.1	3.2	33.9	≥ 0.90
FTI Maske 7 relativ [% Gesamt-FTI]	26.6	5.5	27.4	26.9	3.8	27.9	≥ 0.80

3.1.2.2 Relativer Abstand Ferse - Heel off [% FL]

Der Zeitpunkt, an dem sich die Ferse vom Boden löst (*HO*), ist bei den Frauen tendenziell etwas später, als bei den Männern (Differenz der Mittelwerte: 1.1 % ROP, $p=0.09$). Männer weisen höhere Streuwerte auf.

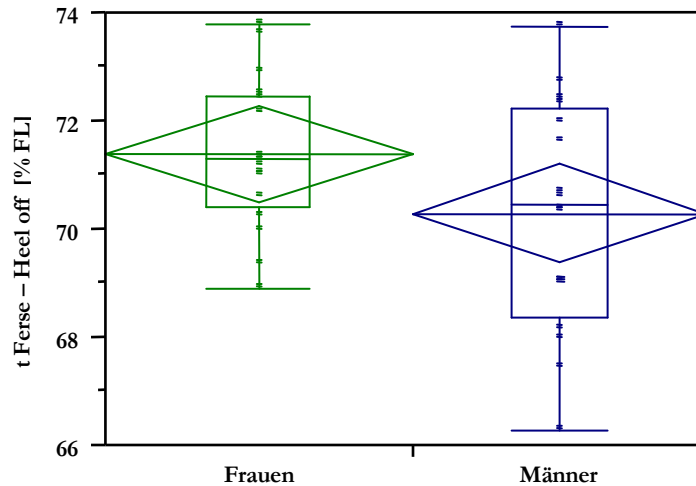


Abbildung 27: Relativer Zeitpunkt d. Fersenabhebens [%FL]

3.1.2.3 Maximale Geschwindigkeit des COP in medio-lateraler Richtung bis HO [m/s]

Die negativen Werte der in Tabelle 27 beschriebenen maximalen Geschwindigkeit des *COP* bis *HO* in x-Richtung stehen für eine nach medial gerichtete Geschwindigkeit. Während der Zeitpunkt der maximal gemessenen Geschwindigkeit in medio-lateraler Richtung bis zum Ende der Standphase in beiden Gruppen im Mittel identisch ist (Abbildung 28, rechts), ist deren absoluter Maximalewert bei der männlichen Stichprobe im Durchschnitt 22.7 FB/s höher, als bei der weiblichen (Abbildung 28, links). Bei einem Alpha-Wert von 0.07 ist dieser Befund nur tendenziell vorhanden, was auf die große Streubreite der Daten zurückzuführen ist.

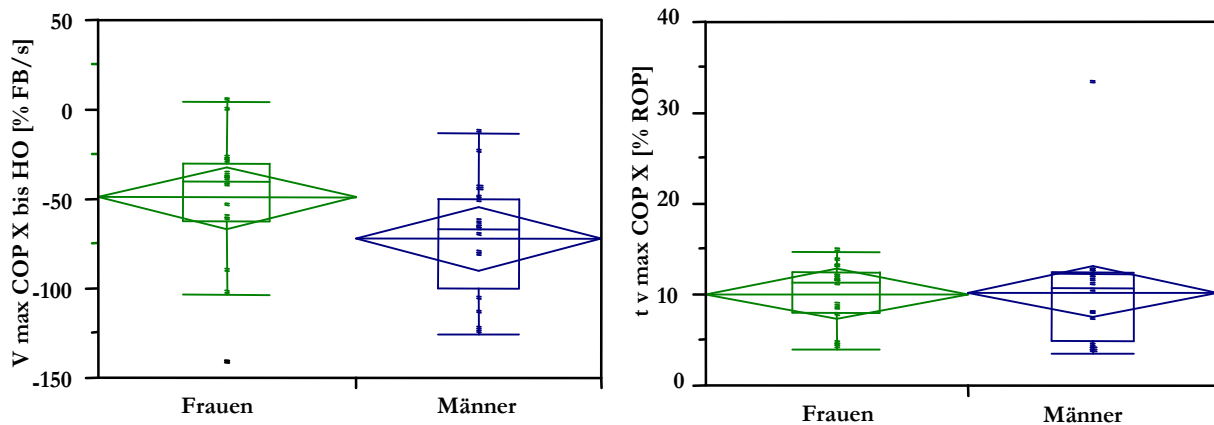


Abbildung 28: Maximale Geschwindigkeit des COP in medio-lateraler Richtung bis HO [%FB/s] (links), korrespondierender Zeitpunkt [% ROP]

3.1.2.4 Normierte maximale vertikale Bodenreaktionskraft und dazugehöriger relativer Zeitpunkt

Die normierte maximale vertikale Bodenreaktionskraft wurde zum einen in der Gesamtmaske betrachtet, zum anderen in ausgewählten Einzelmasken (M1, M2, M5-M7).

Bei Betrachtung der Gesamtmaske liegt kein Unterschied zwischen den Gruppen vor, allerdings tritt F_{\max} normiert bei den Frauen verzögert auf (Differenz der Mittelwerte: 4 % ROP, vgl. Abbildung 29, (links)). In den Einzelmasken lassen sich geschlechtsspezifische Differenzen nur im Rückfuß erkennen. Maske 1 (lateraler Rückfuß) weist bei den Männer einen signifikant höheren Wert F_{\max} normiert auf ($p < 0.05$, Abbildung 29(rechts)). In allen anderen Masken lassen sich keine Unterschiede zwischen den Gruppen feststellen.

F_{\max} normiert tritt in den Vorfußmasken bei den Frauen tendenziell (M5) bzw. signifikant (M6, M7) später auf, als bei den Männern.

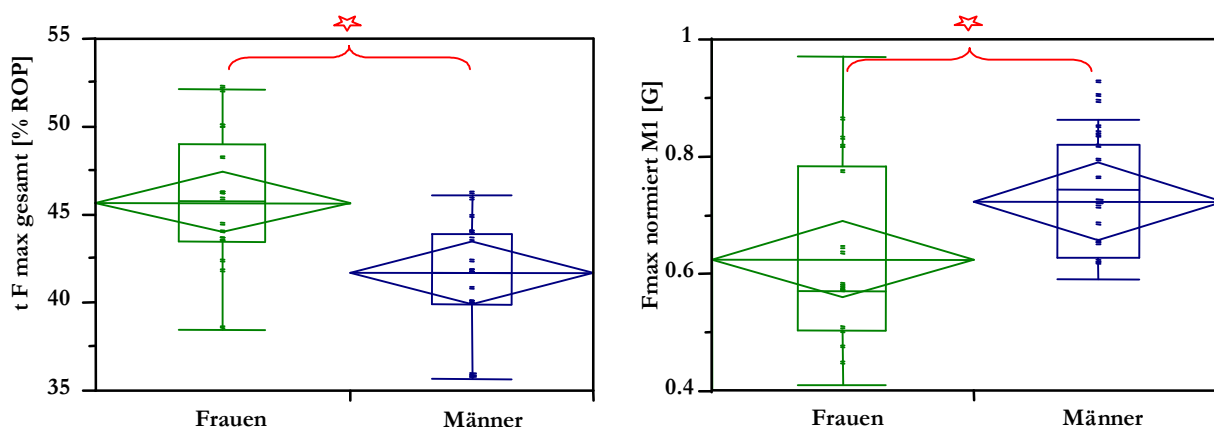


Abbildung 29: Relativer Zeitpunkt von F_{\max} normiert der Gesamtmaske [%ROP] (links), F_{\max} normiert der lateralen Rückfußmaske M1 [G] (rechts)

3.1.2.5 Normierte maximale Kraftanstiegsrate und dazugehöriger relativer Zeitpunkt

Die normierte maximale Kraftanstiegsrate wurde für die Gesamtmaske und für Maske 1 und 2 berechnet. Sie ist für den Gesamtfuß bei vergleichbarer zeitlicher Präsenz (meist in den ersten 10% der Abrollbewegung) bei den Männer signifikant größer, als bei den Frauen (Abbildung 30). Tendenzuell spiegelt sich dies in den Rückfußmasken wider. Zeitlich gesehen ist der normierte maximale Kraftanstieg in den meisten Fällen in einer dieser beiden Masken.

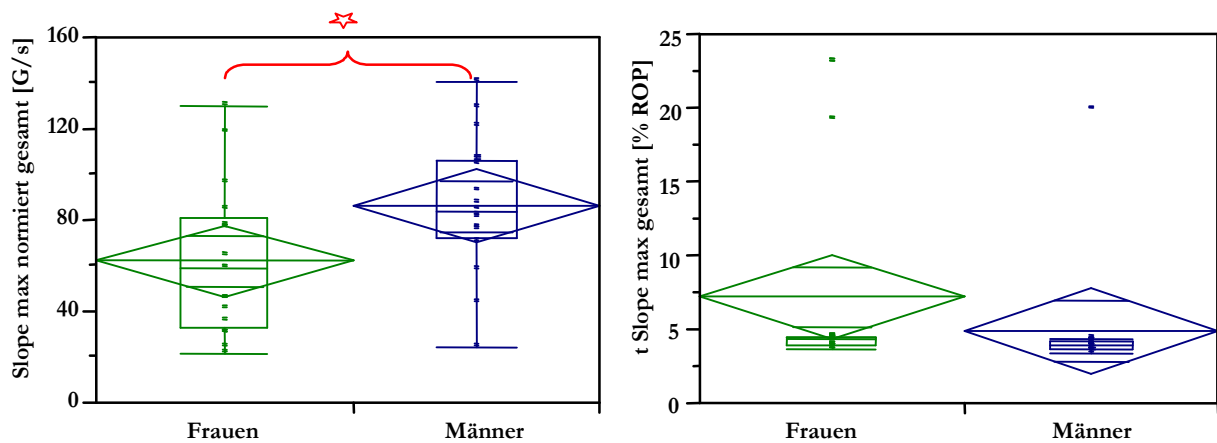


Abbildung 30: Maximale normierte Kraftanstiegsrate [G/s] in der Gesamtmaske (links), korrespondierender Zeitpunkt [%ROP] (rechts)

3.1.2.6 Normiertes Kraft-Zeit-Integral FTI [% Gesamt-FTI]

Das Kraft-Zeit-Integral wurden sowohl in den Einzelmasken betrachtet, als auch in verschiedenen Maskengruppierungen. Diese fassen einerseits die medialen bzw. lateralen Masken zusammen und andererseits die Masken von Rück- bzw. Mittelfuß.

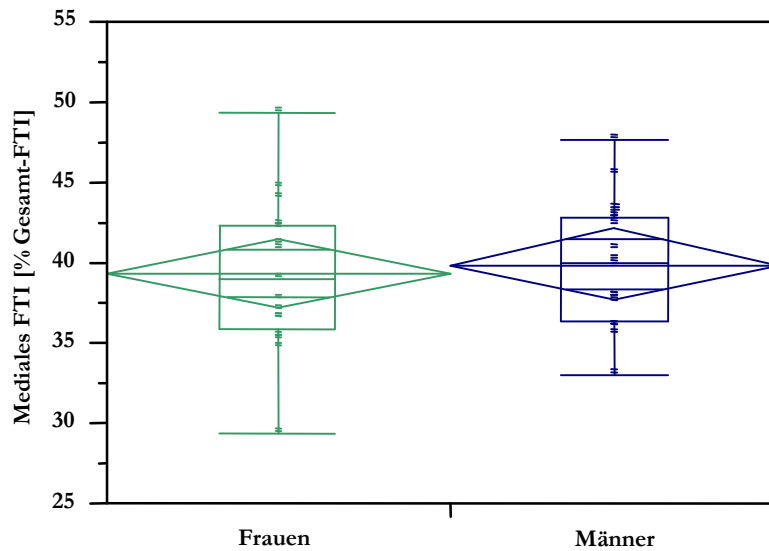


Abbildung 31 : Mediales Kraft-Zeit-Integral (FTI) [% Gesamt-FTI]

Weder bei Betrachtung der medialen (Abbildung 31) und lateralen Kraft-Zeit-Integrale, noch bei der Berücksichtigung der Einzelmasken zeigen sich Unterschiede zwischen der weiblichen und

männlichen Stichprobe. Auffallend sind lediglich die durchgehend größeren Varianzen bei den Frauen.

Obwohl sich aufgrund der großen Streuungen keine statistischen Differenzen der Geschlechter im Hinblick auf die Rück- und Mittelfußmasken zeigen lassen, deuten Mittelwert und Median der jeweiligen Größen tendenziell auf eine relative Mehrbelastung des Rückfußes bei den Männern im Vergleich zu einer relativen Mehrbelastung des Mittelfußes bei den Frauen hin (vgl. Tabelle 27).

3.1.2.7 Zusammenfassung plantare Druckverteilung

Allgemein kann zusammengefasst werden, dass nur wenige Messgrößen der plantaren Druckverteilung geschlechtsspezifische Unterschiede zeigen. F_{\max} gesamt und F_{\max} der Masken 5 - 7 treten bei den Frauen - relativ zum Gesamtabrollvorgang - später auf, so auch der relative Zeitpunkt, an dem sich die Ferse vom Boden löst. Die Kraftanstiegsraten der Gesamtmaske (signifikant) und der Rückfußmasken (tendenziell) sind bei den Männern höher und die normierte vertikale Bodenreaktionskraft der männlichen Stichprobe ist in Maske 1 signifikant größer. Auch die maximale Geschwindigkeit des COP ist hier im Mittel deutlich höher; aufgrund der großen Streuung der Daten sind diese Ergebnisse jedoch nur als Tendenz erkennbar. Die relativen Kraft-Zeit-Integrale weisen nahezu keine Unterschiede zwischen den Geschlechtern vor.

3.1.3 3-D-Kinematik der unteren Extremität

3.1.3.1 Reproduzierbarkeitsprüfung der Kurvenverläufe

Die Ergebnisse der Reproduzierbarkeitsprüfung zeigen erhebliche Unterschiede hinsichtlich der Variabilität der Daten zwischen den verschiedenen Rotationskomponenten und Gelenken. Während Bewegungen in der Sagittalebene gemittelte ICC's von bis zu 0.99 vorweisen, erhöht sich die Variabilität bei den Bewegungen der Frontal- und Transversalebene und der schiefen Ebene des unteren Sprunggelenkes mit Koeffizienten von zum Teil nur 0.75 erheblich (vgl. Tabelle 28- Tabelle 30).

Tabelle 28: Mittlere Intraclass Correlation Coefficients (ICC's) des Hüftgelenks ± 1 StdAbw

Geschlecht	Hüfte Frontalebene	Hüfte Sagittalebene	Hüfte Transversalebene
Männer	0.97 ± 0.01	0.97 ± 0.03	0.75 ± 0.08
Frauen	0.98 ± 0.01	0.99 ± 0.01	0.78 ± 0.07

Tabelle 29: Mittlere Intraclass Correlation Coefficients des Kniegelenks ± 1 StdAbw

Geschlecht	Knie Sagittalebene	Knie Transversalebene
Männer	0.93 ± 0.04	0.88 ± 0.08
Frauen	0.96 ± 0.02	0.89 ± 0.06

Tabelle 30: Mittlere Intraclass Correlation Coefficients des Sprunggelenks ± 1 StdAbw

Geschlecht	OSG	USG
Männer	0.98 ± 0.01	0.88 ± 0.11
Frauen	0.98 ± 0.01	0.87 ± 0.11

Durch die verwendete Gelenkmodellierung mit einer beweglichen Floating-Achse, die sich stets aus dem Kreuzprodukt der distalen und proximalen Gelenkachse ergibt, lassen sich keine Aussagen über die Gelenkbewegungen in der Frontalebene des Kniegelenks und der Transversalebene des Sprunggelenkes machen. Dies konnte in einer internen Validitätsmessung bestätigt werden, da reproduzierbare Bewegungen (kontrolliert durch standardisierte Gelenkpositionen, vermessen mit einem Goniometer) um die Floating-Achse weder für das Sprunggelenk, noch für das Kniegelenk möglich waren. Anders am Hüftgelenk, bei dem sowohl die Validitätsmessung als auch die Reproduzierbarkeitsmessung sehr gute Ergebnisse hervorbrachten.

3.1.3.2 Kurvenverlauf

Die folgenden Grafiken zeigen den gemittelten Kurvenverlauf der weiblichen (grüne Kurve) und männlichen (blaue Kurve) Stichprobe unter Angabe der Konfidenzintervalle [KI] (jeweils dünne Kurven). Die Daten illustrieren die Standphase des Abrollvorgangs (normalisiert auf 100% ROP). In der Beschreibung der Abbildung ist jeweils die Bewegungsrichtung definiert.

Hüftgelenk sagittal (Flexion/Extension)

Abbildung 32 beschreibt die Bewegungsexkursionen des Hüftgelenks in der Sagittalebene. Frauen kommen, relativ zur statischen Nullmessung betrachtet, in mehr Hüftflexion auf dem Boden auf und halten dieses Flexionsplus bis etwa 70 % der Standphase aufrecht. Die Konfidenzbänder trennen sich jedoch zu keiner Phase der Abrollbewegung, Unterschiede sind demnach nur in der Tendenz auszumachen. Ab 70% ROP sind die Kurven der beiden Gruppen nahezu identisch. Auffallend ist das größer werdende Konfidenzintervall beider Stichproben in der Abdruckphase.

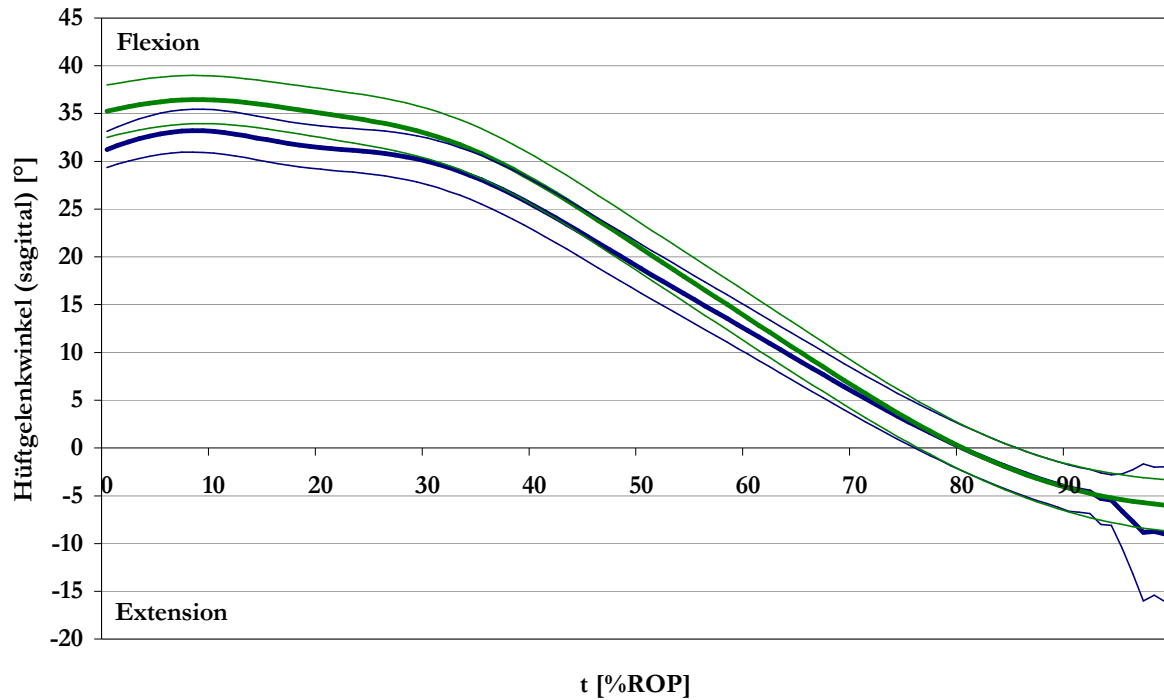


Abbildung 32: Darstellung des Hüftgelenkwinkels in der Sagittalebene während 100% ROP. Frauen: grün, Männer: blau

Hüftgelenk frontal (Abduktion/Adduktion)

Abbildung 33 beschreibt die Bewegungsexkursionen des Hüftgelenks in der Frontalebene. Die weibliche Stichprobe kommt im Mittel in mehr Hüftadduktion auf dem Boden auf und verbleibt für etwa 70% der Standphase in vermehrter Adduktion. Die Konfidenzbänder [KI] trennen sich zwischen 37% und 45% der Abrollbewegung, in diesem Abschnitt liegt ein signifikanter Gruppenunterschied vor. Das Adduktionsmaximum findet bei den Frauen später statt, als bei den Männern. Ab etwa 70% ROP nähern sich die Kurven der zwei Gruppen an, bis sie ab etwa 80% nahezu überschneiden.

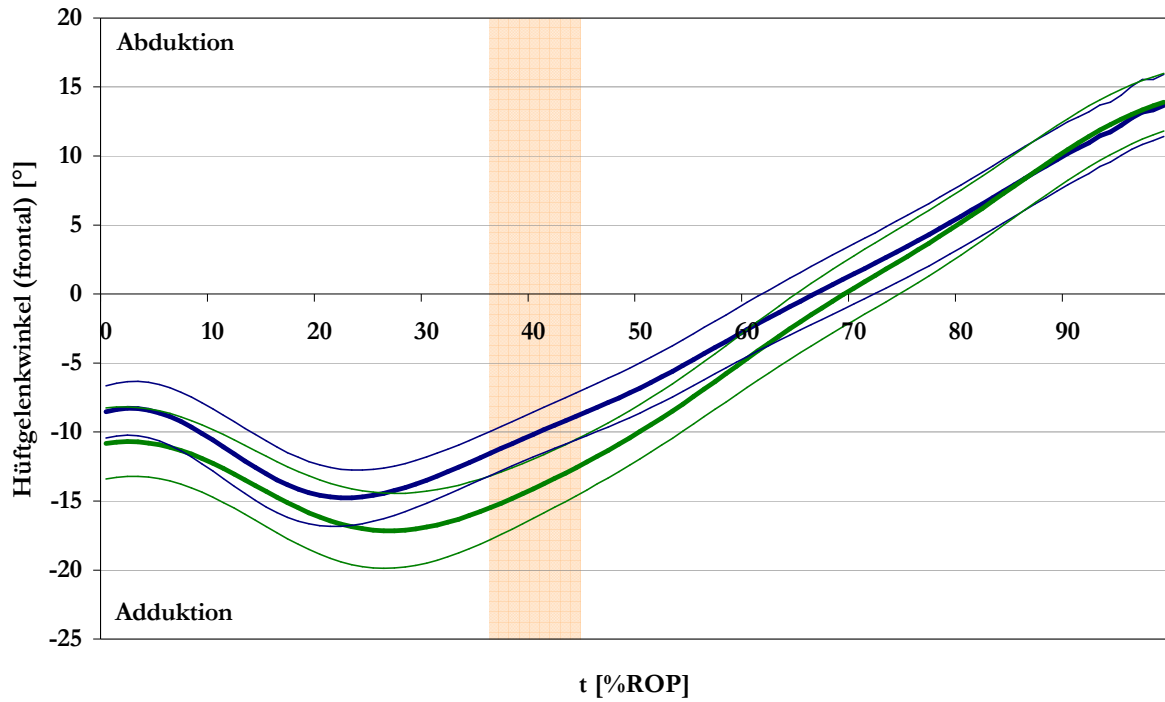


Abbildung 33: Darstellung des Hüftgelenkwinkels in der Frontalebene während 100% ROP. Die Konfidenzintervalle KI der zwei Gruppen separieren sich in der farblich unterlegten Zone. Frauen: grün, Männer: blau

Kniegelenk sagittal (Flexion/Extension)

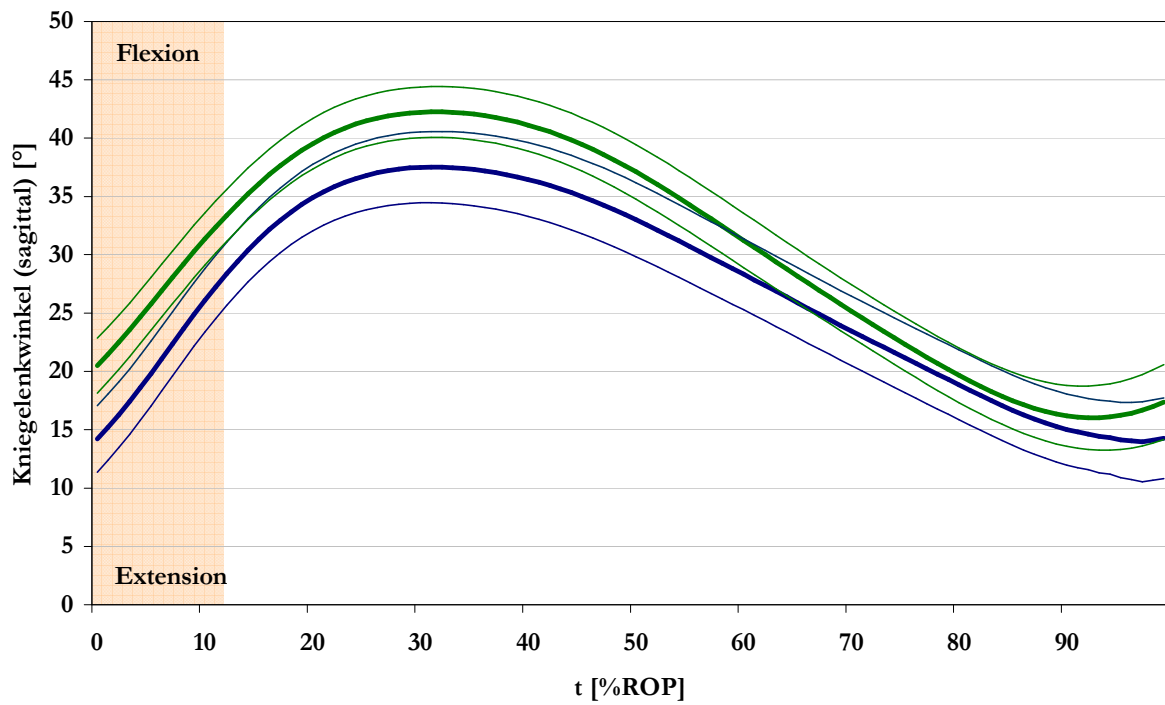


Abbildung 34: Darstellung des Kniegelenkwinkels in der Sagittalebene während 100% ROP. Die Konfidenzintervalle [KI] der zwei Gruppen separieren sich in der farblich unterlegten Zone. Frauen: grün, Männer: blau

Abbildung 34 illustriert die Bewegungsexkursionen des Kniegelenks in der Sagittalebene. Wie zuvor kommt die weibliche Stichprobe in vermehrter Flexion auf dem Boden auf und hält diese für etwa 60 % der Bewegung, anschließend nähern sich die Kurven an. Signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen zeigen sich nur zu Beginn der Standphase bis 12% ROP. Das Konfidenzintervall vergrößert sich, wie bereits in der Sagittalebene des Hüftgelenks gesehen, zum Ende der Standphase hin.

Oberes Sprunggelenk (Dorsal-Extension/Plantar-Flexion)

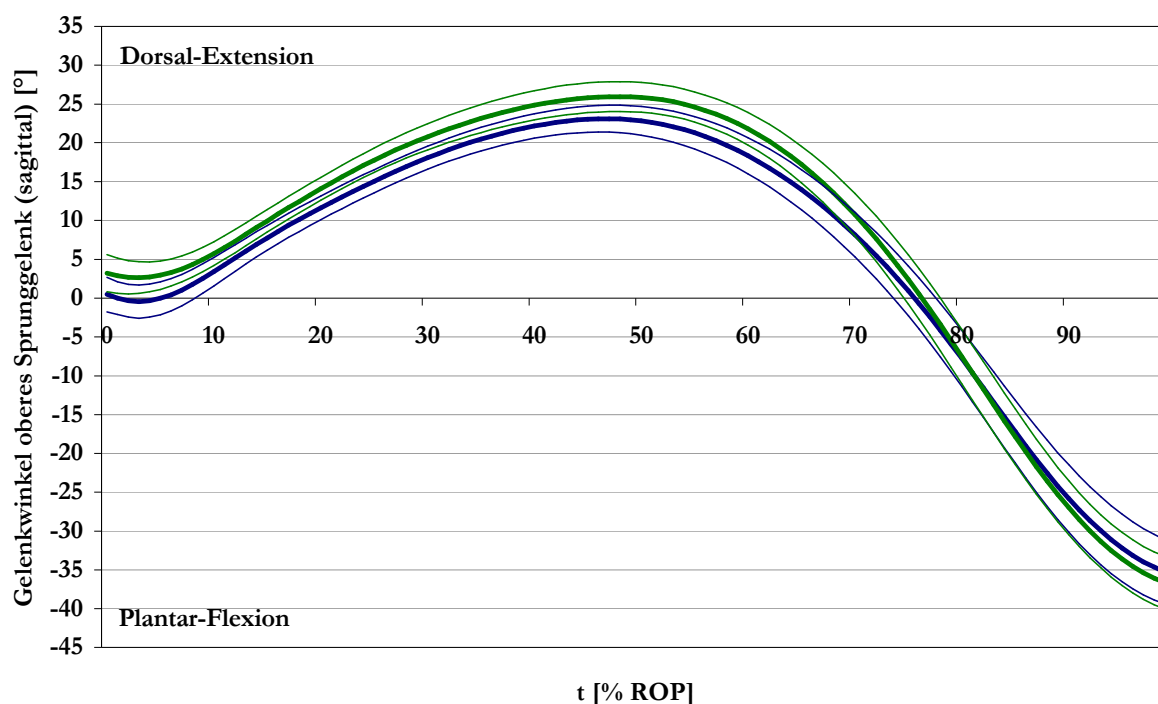


Abbildung 35: Darstellung des Gelenkwinkels im oberen Sprunggelenk in der Sagittalebene während 100% ROP. Frauen: grün, Männer: blau

Abbildung 35 beschreibt die Bewegung im oberen Sprunggelenk. In den ersten 75% der Abrollbewegung befindet sich die weibliche Stichprobe in vermehrter Dorsal-Extension, anschließend liegen die Kurven nahezu übereinander. Es zeigen sich jedoch keine geschlechtsspezifischen, signifikanten Unterschiede. Das Konfidenzintervall weitet sich in beiden Gruppen zum Ende des ROP.

Unteres Sprunggelenk (Pronation/Supination)

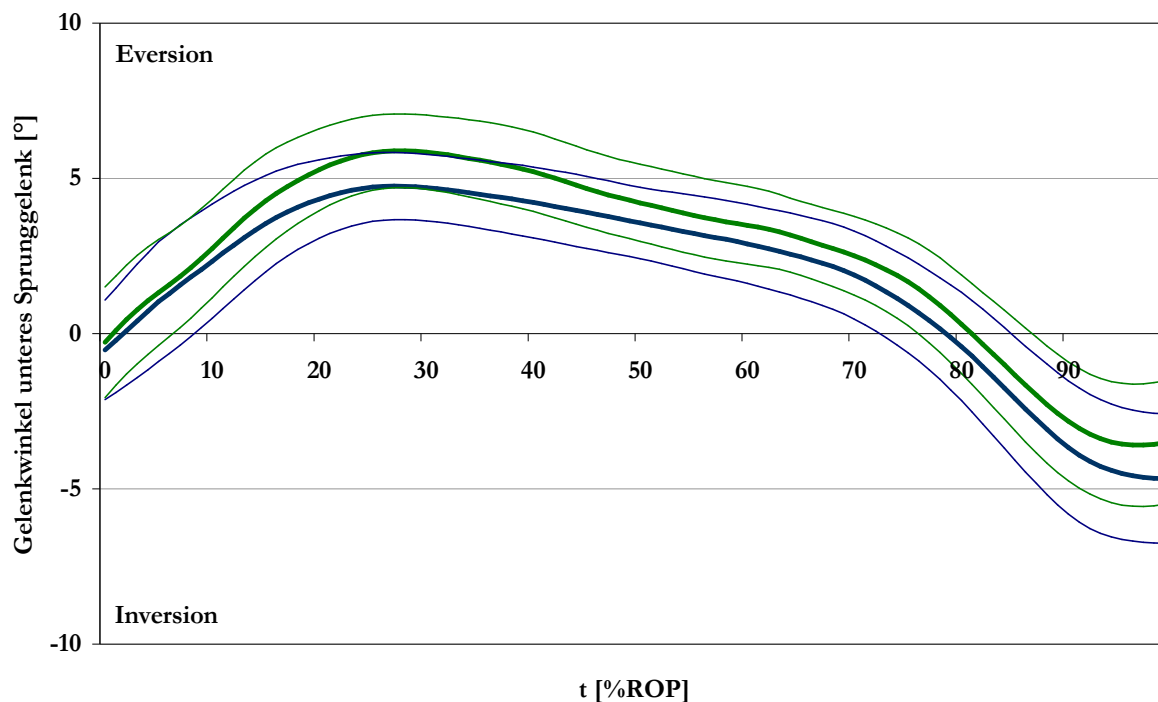


Abbildung 36: Darstellung der Bewegung des unteren Sprunggelenkes während 100% ROP. Frauen: grün, Männer: blau

Abbildung 36 beschreibt die Bewegungsexkursionen um das untere Sprunggelenk. Die Konfidenzbänder der beiden Stichproben sind, relativ zum Gesamtbewegungsausmaß betrachtet, breiter als in den zuvor beschriebenen Kurvenverläufen und überlappen sich über den gesamten Abrollvorgang hinweg. Zum Ende der Bewegung hin weiten sie sich zusätzlich. Tendenziell zeigten sich ein vergrößertes Pronationsmaximum und eine in Richtung Pronation verschobene Kurvencharakteristik bei der weiblichen Stichprobe ab etwa 15% ROP. Da die maximale Pronation bei nur etwa 6° liegt, sind die absolut gesehen kleinen Winkeldifferenzen von $1-2^\circ$ auffallend, da sie prozentual zum Gesamtbewegungsausmaß nicht unerheblich sind.

3.1.3.3 Gelenkkopplung

Durch die gemeinsame Darstellung verschiedener Gelenkbewegungen in einem Graph können Symmetrien und Asymmetrien verschiedener Gelenke visualisiert werden. Dies erfolgt zum einen mit dem bereits oben gewählten graphischen Verfahren, wobei aus Gründen der Übersichtlichkeit auf die Darstellung der Konfidenzintervalle verzichtet wird. Dafür werden in einem Schaubild verschiedene Gelenkwinkel gleichzeitig aufgetragen. Zum anderen erfolgen ergänzende Darstellungen unter Verwendung des Winkel-Winkel-Diagramms.

Bewegungskopplungen in der Sagittalebene (Hüft-, Knie- und oberes Sprunggelenk)

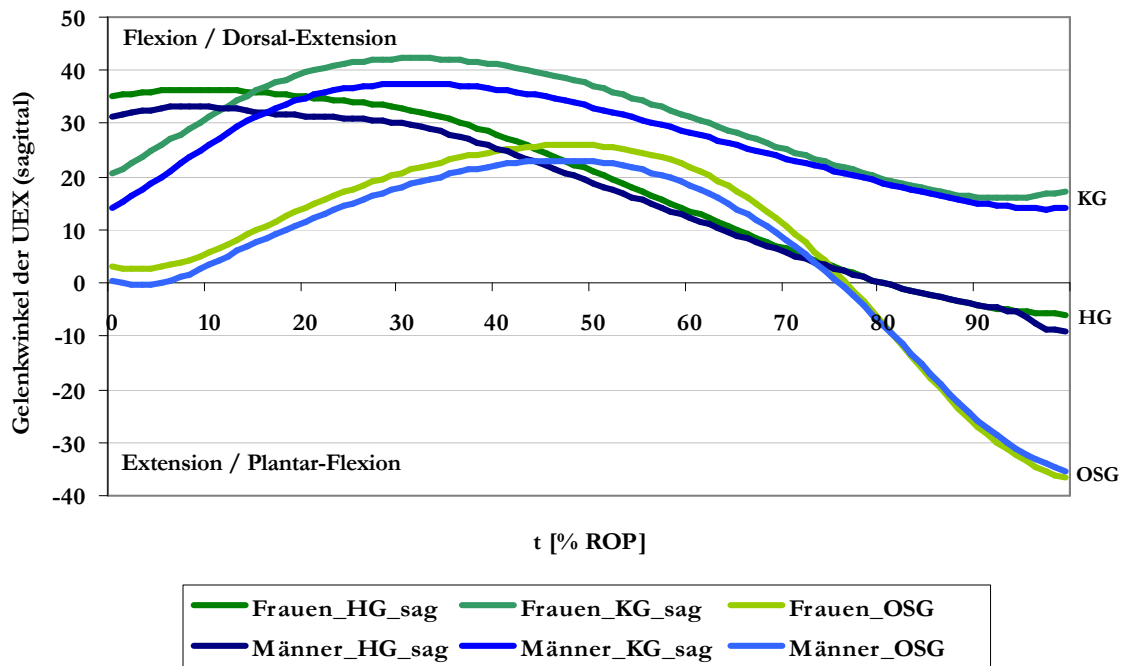


Abbildung 37: Darstellung der Gelenkwinkel in der Sagittalebene während 100% ROP

In Abbildung 37 sind alle betrachteten Gelenkwinkelverläufe der Sagittalebene aufgeführt. Die Flexionsmaxima treten in chronologischer Reihenfolge von proximal nach distal auf. In der Hüfte erfolgt das Flexionsmaximum bereits kurz nach dem ersten Fersenkontakt, während sich das Knie nach der initialen Beugstellung zunehmend in Flexion bewegt und erst nach ungefähr 30 % der Bewegung streckt. Die maximale Dorsal-Extension erfolgt bei näherungsweise 50 % ROP. Während Knie und Hüfte bereits bei $\approx 80\%$ ROP nahe am Extensionsmaximum sind und hier verriegeln, erfolgt in dieser Phase die Plantar-Flexion des oberen Sprunggelenkes für den finalen Abdruck.

Auffallend im Hinblick auf den Gruppenvergleich ist die Symmetrie der Kurvencharakteristika. Die Frauen sind in allen Gelenken innerhalb der ersten 75% ROP in vermehrter Flexionsstellung, anschließend liegen die Kurven der beiden Gruppen nahezu übereinander (die Dorsal-Extension wird hier inhaltlich als Flexion angesehen, da sie funktionell hinsichtlich der Stoßabsorption mit der Hüft- und Knie-Flexion zu vergleichen ist).

Bewegungskopplung in der Frontalebene und schiefen Ebene des USG

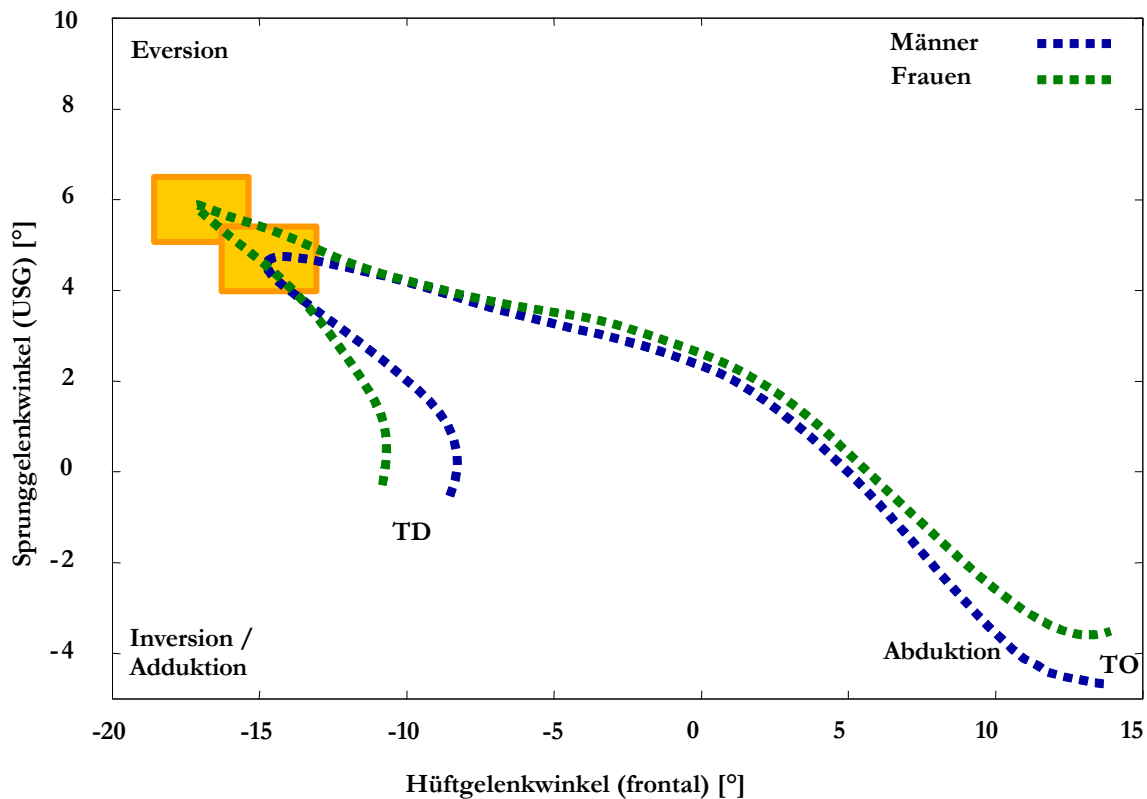


Abbildung 38: Winkel-Winkel-Diagramm des Hüftwinkels in der Frontalebene und des Winkels im USG. Frauen: grün, Männer: blau. Adduktions- u. Eversionsmaximum farblich codiert

Neben den bereits im Kurvenverlauf aufgezeigten Gruppendifferenzen mit einer vermehrten Adduktion und Eversion der weiblichen Stichprobe, zeigt sich in Abbildung 38 insbesondere eine Kopplung der Maxima von Eversion und Adduktion in beiden Stichproben (orange gekennzeichnet). Während der erste Teil der Standphase deutliche Unterschiede zwischen den Gruppen aufzeigt, ähneln sich die Kurven im zweiten Teil bis kurz vor dem Abdruck in hohem Maße.

Bewegungskopplung zwischen Kniegelenk sagittal und unterem Sprunggelenk

Abbildung 39 kombiniert die Flexionsbewegung am Kniegelenk mit der Bewegung im unteren Sprunggelenk. Die Kurve der Frauen ist in großen Teilen in positiver x- und y-Richtung verschoben und verdeutlicht damit erneut die vermehrte Knie-Flexions- und die Pronationsbewegung im USG. Die Kurven synchronisieren sich im weiteren Verlauf der Abrollbewegung bis kurz vor den Abdruck. Die Maxima der zwei Bewegungen finden nahezu zeitgleich statt (orange hinterlegt).

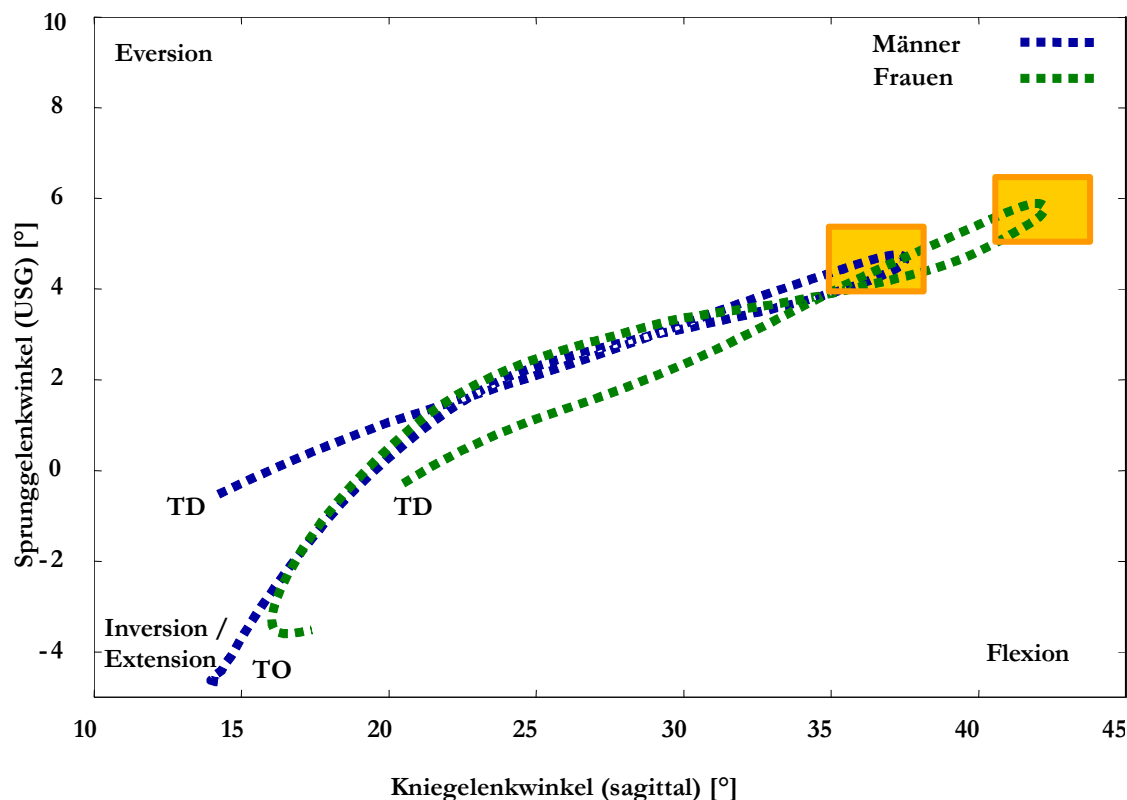


Abbildung 39: Winkel-Winkel-Diagramm des Kniegelenkwinkels in der Sagittalebene und des Winkels im USG. Frauen: grün, Männer: blau. Adduktions- u. Eversionsmaximum farblich codiert

3.1.3.4 Diskrete Maße

Die diskret erhobenen Maße der jeweiligen Gelenkbewegungen werden gesammelt tabellarisch dargestellt. Die Bezeichnungen Maximum [Max] und Minimum [Min] werden unabhängig von der Bewegungsrichtung als Beschreibung des Kurvenverlaufs innerhalb des Schaubildes angegeben. Mit Hilfe der Angaben im Text und der ergänzenden Grafik sind die jeweiligen Punkte einzusehen. Der Index „gesamt“ beschreibt ein Merkmal, welches sich auf den gesamten Abrollvorgang bezieht, der Index „lokal“ einen begrenzten Kurvenbereich. Messgrößen, die tendenzielle bzw. signifikante Gruppendifferenzen aufzeigen, werden zudem graphisch dargestellt. Tendenzen werden gelb/orange, signifikante Gruppendifferenzen rot gekennzeichnet.

Hüftgelenk sagittal

Tabelle 31: Darstellung der diskreten Maße der Bewegungen in der Sagittalebene des Hüftgelenks. Bei Gruppendifferenzen wird die Differenz der Mittelwerte angegeben [MD]

Variable	Frauen		Männer		MD	Anmerkung	alpha
	\bar{x}	Median	\bar{x}	Median			
Max _{gesamt} [°]	37.0	36.7	33.6	34.6	3.4°		< 0.06
t Max _{gesamt} [% ROP]	9.6	9.2	11.2	9.7			≥ 0.40
Min _{gesamt} [°]	-6.1	-4.5	-5.5	-4.8		Drop-out n=1 (♂)	≥ 0.80
t Min _{gesamt} [% ROP]	98.7	100	99.0	99.8			≥ 0.70
Bewegungsumfang _{gesamt} [°]	43.1	43.7	39.2	40.5	3.9°	(Extremwert)	< 0.05

Tabelle 34 beinhaltet alle diskreten Maße, die bei der Bewegung des Hüftgelenkes in der Sagittalebene von Interesse sind. Während bei der maximalen Hüftextension (Min_{gesamt}) keine geschlechtsspezifischen Unterschiede vorliegen, weist die weibliche Stichprobe eine tendenziell vergrößerte Hüftflexion zu Beginn der Standphase auf. Das Gesamtbewegungsausmaß ist bei den Frauen signifikant größer als bei den Männern (Abbildung 40).

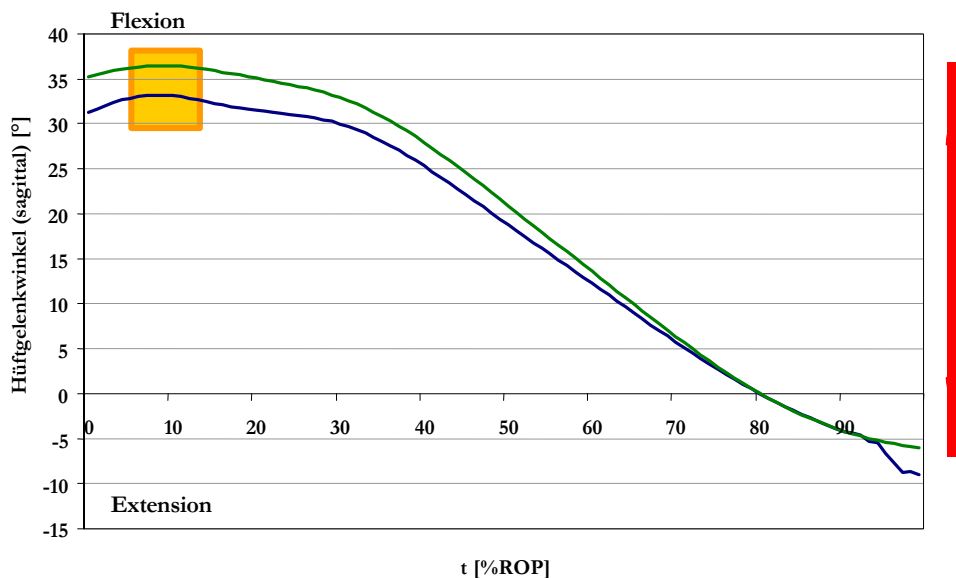


Abbildung 40: Gruppendifferenzen diskreter Maße der Hüftbewegung in der Sagittalebene während 100% ROP. Frauen: grün, Männer: blau. Gruppendifferenzen farblich gekennzeichnet (Tendenzen: orange, signifikante Unterschiede: rot)

Hüftgelenk frontal

Tabelle 32: Darstellung der diskreten Maße der Bewegungen in der Frontalebene des Hüftgelenks. Bei Gruppendifferenzen wird die Differenz der Mittelwerte angegeben [MD]

Variable	Frauen		Männer		MD	alpha
	\bar{x}	Median	\bar{x}	Median		
Max _{lokal} [°]	-10.2	-9.8	-8.0	-8.6	-2.2 °	≤ 0.2
t Max _{lokal} [% ROP]	3.9	1.9	3.3	3.9		≥ 0.6
Min _{gesamt} [°]	-17.6	-19.1	-15.2	-14.1	2.4 °	≤ 0.2
t Min _{gesamt} [% ROP]	28.2	28.3	23.8	22.9	4.4% ROP	< 0.05
Bewegungsumfang _{lokal} [°]	7.4	6.6	7.2	7.1		≥ 0.8
Bewegungsumfang _{gesamt} [°]	31.8	33.0	29.0	28.8	2.8°	≤ 0.2

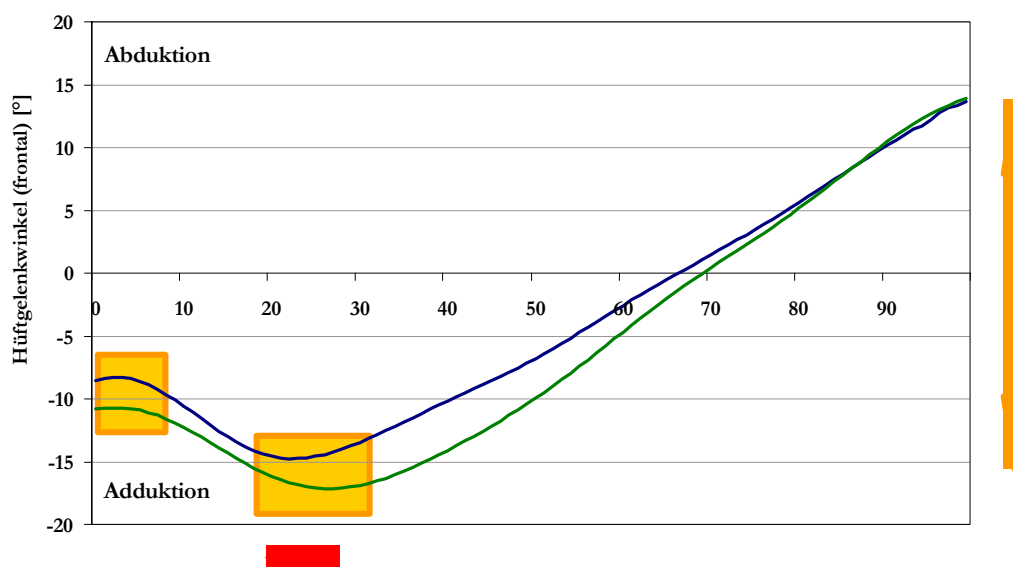


Abbildung 41: Gruppendifferenzen diskreter Maße der Hüftbewegung in der Frontalebene während 100% ROP. Frauen: grün, Männer: blau. Gruppendifferenzen farblich gekennzeichnet (Tendenzen: orange, signifikante Unterschiede: rot)

Bei Betrachtung der diskreten Maße der Hüftab- und adduktion liegen sowohl bei der initialen (Max_{lokal}), als auch bei der maximalen Adduktion (Max_{gesamt}) tendenzielle Unterschiede zwischen den Gruppen vor: Frauen zeigen hierbei eine vermehrte Adduktion. Das durchlaufene Bewegungsausmaß zwischen diesen 2 Zeitpunkten ist für beide Gruppen gleich groß. Die maximale Adduktion findet bei den Frauen signifikant später statt (mittlere Differenz: 4.4 % ROP). Der Gesamtbewegungsumfang ist in der weiblichen Stichprobe tendenziell größer als in der männlichen, da die

Frauen maximal mehr Adduktion vorweisen, in der Abstoßsituation beide Gruppen jedoch gleich stark abduzieren (Abbildung 41 und Tabelle 32).

Kniegelenk sagittal

Tabelle 33: Darstellung der diskreten Maße der Bewegungen in der Sagittalebene des Kniegelenks. Bei Gruppendifferenzen wird die Differenz der Mittelwerte angegeben [MD]

Variable	Frauen		Männer		MD	Anmerkung	alpha
	\bar{x}	Median	\bar{x}	Median			
Min _{lokal} [°]	20.5	21.2	14.2	13.5	6.3 °		< 0.05
Max _{gesamt} [°]	42.5	42.2	37.7	38.7	4.8 °		< 0.05
t Max _{gesamt}	32.2	33.1	32.2	31.9			≥ 0.9
Bewegungsumfang _{lokal} [°]	22.0	20.2	23.5	23.1			≥ 0.2
Bewegungsumfang _{gesamt} [°]	27.8	35.6	26.7	26.9			≥ 0.5
Mittlere Winkelanstiegsrate [°/ % ROP]	0.7	0.7	0.75	0.76			≥ 0.2

Signifikante Unterschiede zwischen den Geschlechtern zeigen sich bei der Betrachtung der initialen (Min_{lokal}) und maximalen Knie-Flexion (Max_{gesamt}) (Abbildung 42 und Tabelle 33). Bei Betrachtung des lokalen und des gesamten Bewegungsausmaßes liegen keine signifikanten Differenzen vor. Männer weisen eine höhere mittlere Flexionsrate vom Fersenkontakt bis zum Maximum auf, die jedoch nur tendenziell zu erkennen ist (Tabelle 33).

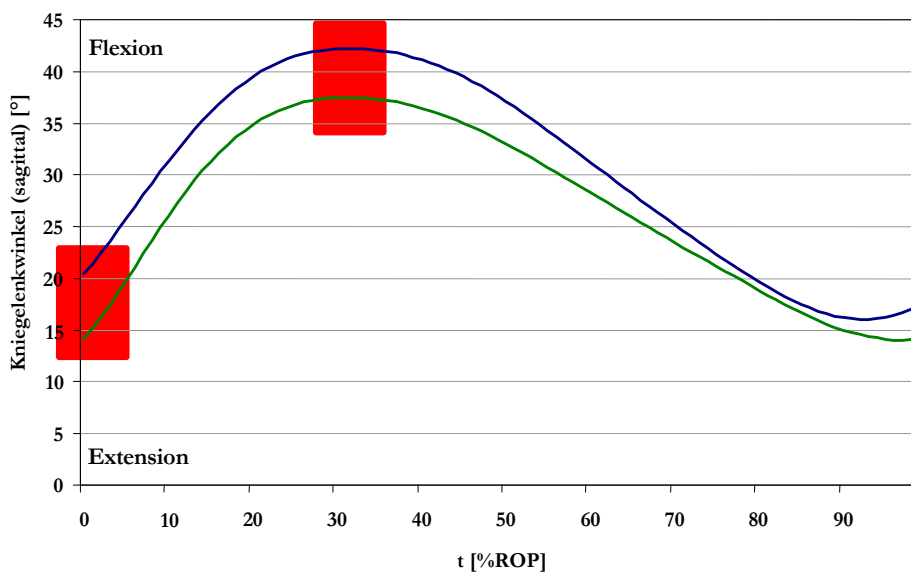


Abbildung 42: Gruppendifferenzen diskreter Maße der Kniebewegung in der Sagittalebene während 100% ROP. Frauen: grün, Männer: blau. Gruppendifferenzen farblich gekennzeichnet (Tendenzen: orange, signifikante Unterschiede: rot)

Oberes Sprunggelenk

Tabelle 34: Darstellung der diskreten Maße der Bewegungen in der Sagittalebene des oberen Sprunggelenks. Bei Gruppendifferenzen wird die Differenz der Mittelwerte angegeben [MD]

Variable	Frauen		Männer		MD	alpha
	\bar{x}	Median	\bar{x}	Median		
Min _{lokal} [°]	1.8	1.0	-1.4	-0.8	3.2 °	≤ 0.05
Max _{gesamt} [°]	26.3	25.4	23.4	22.4	2.8 °	< 0.05
t Max _{gesamt} [% ROP]	49.2	49.2	47.7	47.2	1.5 % ROP	≤ 0.2
Min _{gesamt} [°]	-36.8	-36.1	-35.3	-36.1	-1.6 °	≥ 0.6
Bewegungsumfang _{lokal} [°]	24.4	24.7	24.8	23.8		≥ 0.7
Bewegungsumfang _{gesamt} [°]	63.1	61.5	58.7	58.6	4.4 °	< 0.12

Tendenziell zu Beginn der Abrollphase (Min_{lokal}), und signifikant zum Zeitpunkt des Maximums (Max_{gesamt}) zeigen Frauen eine größere Dorsal-Extension als Männer, während keine geschlechtsspezifischen Unterschiede zum Zeitpunkt des Fußabdrucks vorliegen (Tabelle 34 und Abbildung 43). Das Gesamtbewegungsausmaß ist bei Frauen tendenziell größer als bei Männern, das lokale Bewegungsausmaß von initialer zu maximaler Dorsal-Extension ist in beiden Gruppen nahezu identisch.

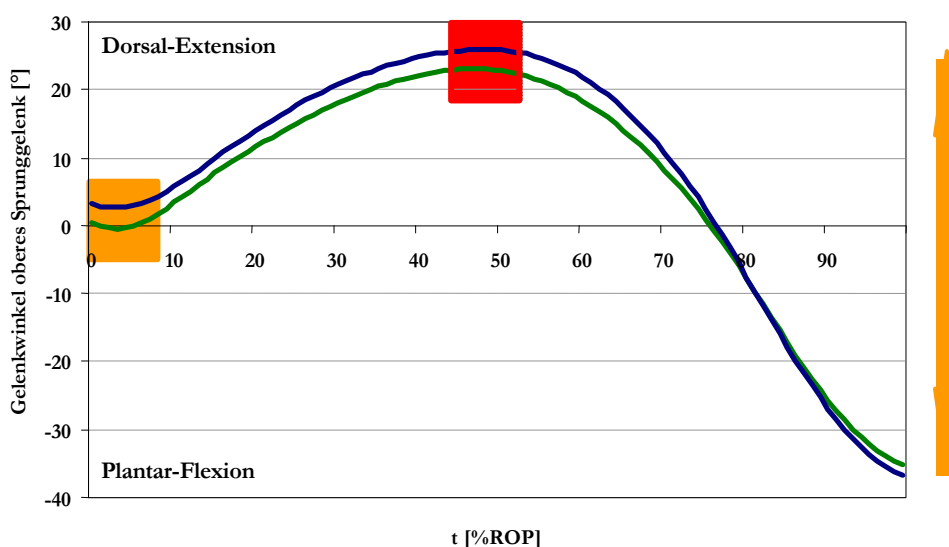


Abbildung 43: Gruppendifferenzen diskreter Maße der Bewegung im OSG in der Sagittalebene während 100% ROP. Frauen: grün, Männer: blau. Gruppendifferenzen farblich gekennzeichnet (Tendenzen: orange, signifikante Unterschiede: rot)

Unteres Sprunggelenk

Tabelle 35: Darstellung der diskreten Maße der Bewegungen in der schiefen Ebene des unteren Sprunggelenks. Bei Gruppendifferenzen wird die Differenz der Mittelwerte angegeben [MD].

Variable	Frauen		Männer		MD	Anmerkung	alpha
	\bar{x}	Median	\bar{x}	Median			
Min _{lokal} [°]	-0.3	-1.2	-0.5	0.3			≥ 0.8
Max _{lokal} [°]	6.2	5.7	5.0	5.4	1.2 °		< 0.2
t Max _{lokal} [% ROP]	23.8	22.1	21.6	21.7			> 0.2
Max _{gesamt} [°]	6.5	5.83	5.5	5.9	1.0 °		= 0.24
t Max _{gesamt} [% ROP]	29.3	27.2	30.3	27.4			> 0.7
Min _{gesamt} [°]	-4.3	-5.0	-5.2	-4.7			≥ 0.5
Bewegungsumfang _{gesamt} [°]	10.9	10.8	10.7	10.2			≥ 0.8
Bewegungsumfang _{lokal} [°]	6.5	6.3	5.5	5.1	0.9 °		= 0.21

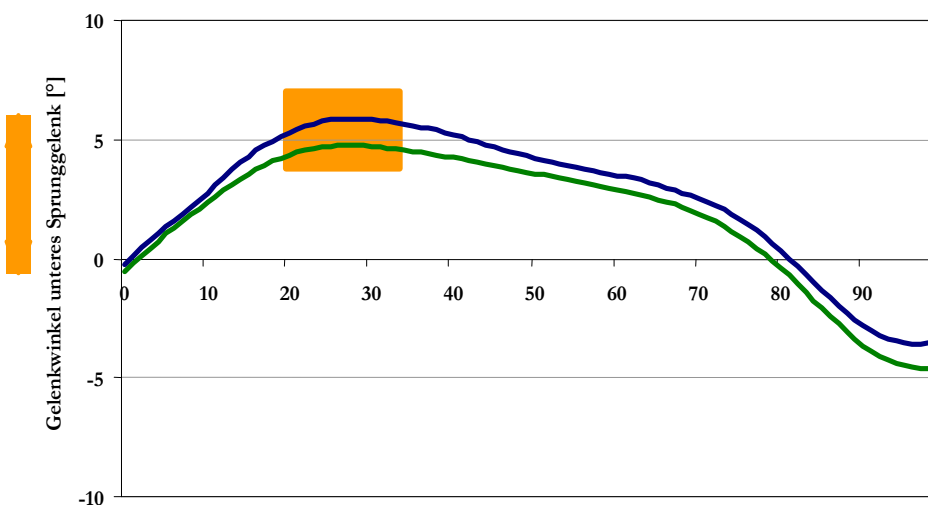


Abbildung 44: Gruppendifferenzen diskreter Maße der Bewegung im USG in der schiefen Ebene während 100% ROP. Frauen: grün, Männer: blau. Gruppendifferenzen farblich gekennzeichnet (Tendenzen: orange, signifikante Unterschiede: rot)

Aufgrund der breiten Konfidenzbänder lassen sich keine signifikanten Gruppenunterschiede hinsichtlich der Bewegung des unteren Sprunggelenkes darstellen (Tabelle 35). Allerdings zeigen mehrere Messgrößen tendenzielle Differenzen die miteinander übereinstimmen. Das lokale und gesamte Pronationsmaximum ist bei identischer Position zum Zeitpunkt des Fersenkontakts bei den Frauen größer. Diese weisen dadurch auch beim lokalen Bewegungsausmaß tendenziell höhere Werte auf. Der visuell dargestellte Unterschied während des Abdrucks, der bei den Männern im

Vergleich zu den Frauen in einer supinierten Stellung stattfindet, lässt sich statistisch nicht untermauern, da die Streuung der Daten in der finalen Standphasen größer wird (Abbildung 44).

3.1.3.5 Zusammenfassung 3-D-Kinematik

Der Gelenkwinkelverlauf der weiblichen Stichprobe in der Sagittalebene ist im Vergleich zu den Kurvenverläufen der männlichen Stichprobe während der ersten $\approx 75\%$ ROP in vermehrter Flexionsstellung. Dies bezieht sich auf alle drei großen Gelenke der UEX. Dabei ist die maximale Hüftflexion bei den Frauen signifikant größer, tendenziell auch das Gesamtbewegungsausmaß in diesem Gelenk. Das Gleiche trifft für die initiale und maximale Knie-Flexion zu, die ebenfalls signifikant größer ist, ebenso die initiale (tendenziell) und maximale (signifikante) Dorsal-Extension im OSG, die funktionell den Flexionsbewegungen zuzuordnen ist. Dadurch ist auch das Gesamtbewegungsausmaß im OSG bei den Frauen tendenziell größer.

Auch in der Frontalebene unterscheiden sich Läuferinnen von Läufern. Erstere weisen eine zum Teil signifikant größere Adduktion im Hüftgelenk auf. Das Gesamtbewegungsausmaß der Gelenkbewegung in der Frontalebene des Hüftgelenkes ist bei den Frauen tendenziell größer. Die maximale Adduktion findet bei der weiblichen Stichprobe in Relation zur Standphase signifikant später statt. Im USG zeigen die Läuferinnen tendenziell eine größere Eversion, auch das lokale und globale Maximum sowie das lokale Bewegungsausmaß der Eversion sind hier tendenziell größer.

Die Bewegungsmaxima der Knie-Flexion und Eversion sowie der Adduktion und Eversion sind gekoppelt, finden also zeitgleich statt. Dies ist bei beiden Geschlechtern der Fall.

3.2 Anthropometrische Untersuchung der Fußmorphologie

3.2.1 Reproduzierbarkeitsprüfung der Fußmaße

Zur Bestimmung der Intratester-Reliabilität wurden vier verschiedene Füße jeweils fünfmal von einem Untersucher vermessen. Tabelle 36 stellt die Wurzel der gemittelten Varianz der Messergebnisse (Root Mean Square Error) dar. Dabei wurden sowohl die absoluten Werte berücksichtigt, als auch die zur Fußlänge normierten Maße.

Tabelle 36: Intratester-Reliabilität, Darstellung des RMSE von 5 Beobachtungen je Fall

Variable	RMSE (absolut)	RMSE (relativ)	Fälle [n]	Beobachtungen [n]
Ballenlänge	0.05 cm	0.22 % FL	4	5
Kleinzehenballenlänge	0.15 cm	0.59 % FL	4	5
Spannlänge	0.11 cm	0.45 % FL	4	5
Zehenlänge	0.09 cm	0.35 % FL	4	5
Ballenbreite anatomisch	0.04 cm	0.16 % FL	4	5
Ballenwinkel	0.85 °	-	4	5
Spannhöhe	0.08 cm	0.32 % FL	4	5

Zur Beurteilung der Intertester-Reliabilität wurde der „Intraclass Correlation Coefficient“ (ICC) berechnet. Hierfür wurde die weibliche Stichprobe der vorliegenden Untersuchung verwendet. Zwei unterschiedliche Untersucher haben jeweils einige der in der vorliegenden Untersuchung verwendeten Maße ausgewertet. Die für die Maße errechneten ICC's können Tabelle 37 entnommen werden.

Tabelle 37: Intertester-Reliabilität, „Intraclass Correlation Coefficient“

Variable	ICC	Anzahl Fälle [n]
Ballenlänge	0.99	422
Kleinzehenballenlänge	0.97	423
Anatomische Ballenbreite	0.92	423

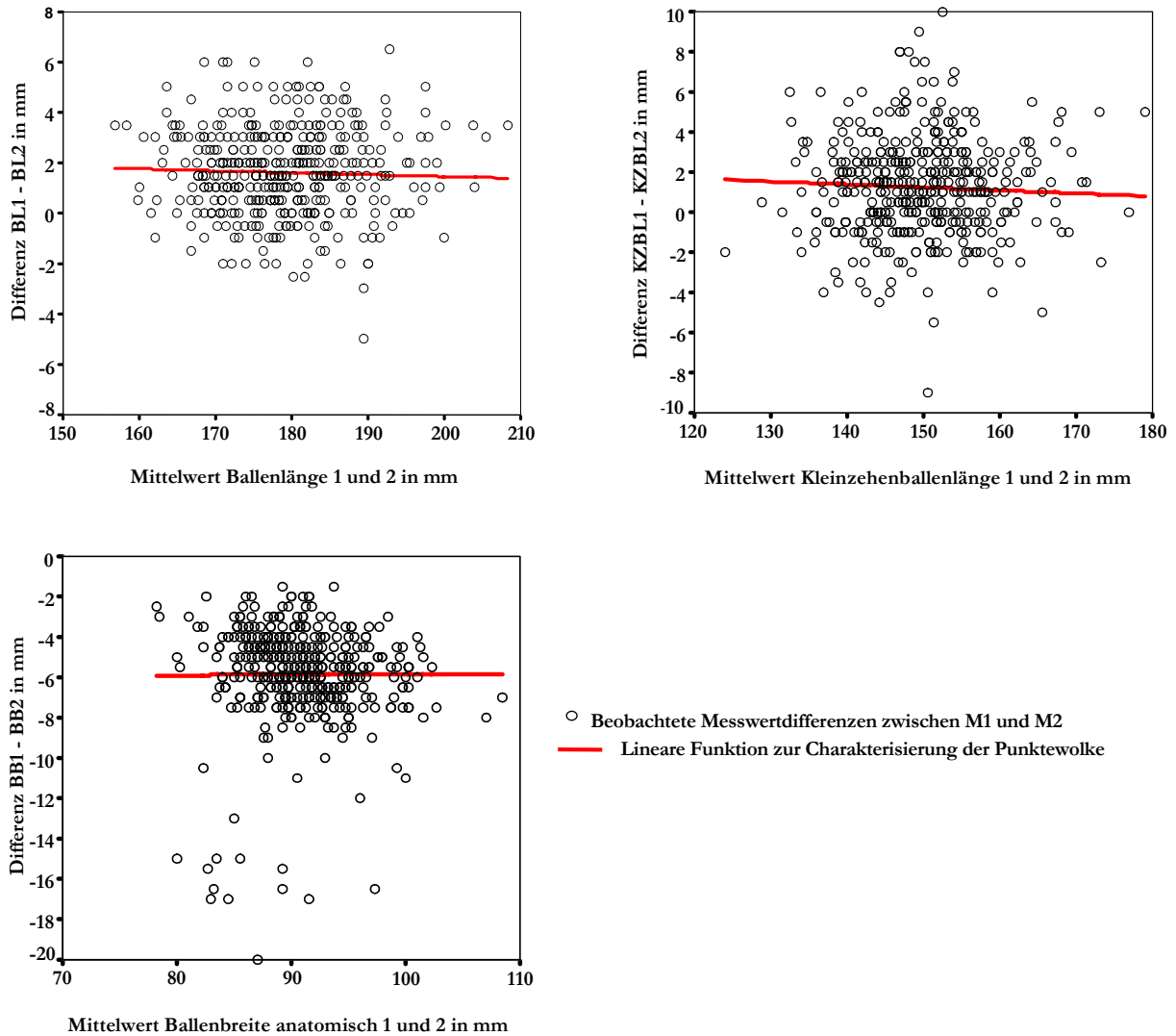


Abbildung 45: BLAND & ALTMAN Plots für Ballenlänge (oben links), Kleinzehenballenlänge (oben rechts) und Ballenbreite (unten links)

Abbildung 45 illustriert die Messergebnisse der 2 Untersucher für die Variablen Ballenlänge, Kleinzehenballenlänge und Ballenbreite mit dem BLAND & ALTMAN Plot (Erläuterungen hierzu in Kapitel 2.3.1). Man kann deutlich erkennen, dass die Ballenlänge am konstantesten editiert wurde. Der Großteil der Differenzen liegt zwischen 0 und 6 mm. Die Messunterschiede hinsichtlich Kleinzehenlänge und anatomischer Ballenbreite streuen deutlich mehr, zudem fallen einige Ausreißer bei der Ballenbreite ins Auge. Beobachter 1 hat sowohl bei der Ballenlänge als auch bei der Kleinzehenballenlänge die Punkte weiter distal gesetzt, erkennbar an dem Offset der roten Linie in den positiven Wertebereich. Die Ballenbreite hingegen fällt bei Beobachter zwei größer aus. Bemerkenswert ist auch, dass die Differenz der Messwerte unabhängig von der Größe der Variablen ist.

Sowohl für die Intra- als auch für die Intertester-Reliabilität kann festgehalten werden, dass insgesamt ein sehr hohes Maß an Reproduzierbarkeit vorliegt. Die größten Ungenauigkeiten liegen sowohl bei der Intra- als auch bei der Intertester-Reliabilität für die Maße der Kleinzehenballenlänge vor. Davon abhängig ist auch die anatomische Ballenbreite und der Ballenwinkel, die sich beide aus der Definition der manuell editierten Punkte der Ballenlänge und Kleinzehenlänge ergeben. Während der Großzehenballen sehr markant und damit leicht zu finden ist, ist die Definition des Kleinzehenballens anhand der dreidimensionalen Scanmatrix weitaus schwieriger. Der Messfehler ist demnach für dieses Maß größer. Dies wird beim Vergleich der Maße zwischen zwei Beobachtern besonders deutlich, obwohl die Editierung der Punkte nach einem standardisierten Prozedere durchgeführt wurde, um die Variabilität der Messungen zwischen den Beobachtern zu reduzieren.

3.2.2 Beschreibung der Stichprobe

Insgesamt 918 Probanden wurden in die Studie aufgenommen. Nach Kontrolle der Ein- und Ausschlusskriterien und nach eingehender Prüfung der Daten (visuelle Kontrolle, Plausibilitätsprüfung) konnten insgesamt 424 Männer und 423 Frauen für die Analyse verwendet werden. Abbildung 46 zeigt die Verteilung der Schuhgrößen in beiden Geschlechtern. Dabei ist anzumerken, dass sich die Größe auf die absolute Fußlänge bezieht, ausgedrückt in der Codierung für die Schuhgrößenskalierung *Französisch Stich*. Die übliche Zugabe wurde außer Acht gelassen, da diese bei der Schuhanpassung stark vom Schuhtyp, der Schuhform und der individuellen Wahrnehmung abhängig ist. Die Umrechnung der Absolutwerte in *Französisch Stich* ist in Anhang 3 angefügt.

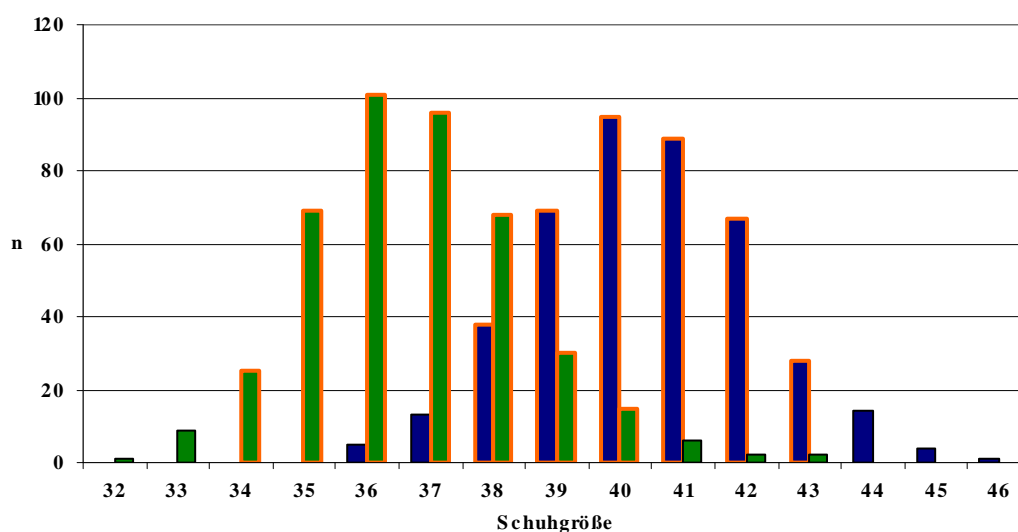


Abbildung 46: Anzahl der Probanden je Schuhgröße

Die Stichprobe ist hinsichtlich Geschlecht, Alter und Anteil der Läufer bzw. Sportler nahezu gleich verteilt. Unterschiede zwischen den Gruppen zeigen sich beim Body Mass Index (BMI), der bei den Männern höher ist als bei den Frauen, in beiden Fällen jedoch im Normbereich liegt (Tabelle 38).

Tabelle 38: Beschreibung der Stichprobe

Geschlecht	Anzahl [n]	Ø Alter [Jahre]	Ø BMI [kg/m ²]	Anteil Läufer [%]	Anteil Sportler [%]
Männlich	423	30	23	65	89
Weiblich	424	28	21	65	90

Bei der statischen Betrachtung der Beinachse (Abbildung 47) dominiert das Genu varum, welches bei Männern in mehr als 70%, bei Frauen in etwa 50% der Fälle vorherrscht. Das Genu rectus mit etwa 20% bei den Männern und 35% bei den Frauen ist am zweithäufigsten, das Genu valgum eher selten (Männer < 5%, Frauen ≈ 12 %). Die statische Beinachse unterscheidet sich zwischen LäuferInnen (n=532) und Nicht-LäuferInnen (n=281) nicht.

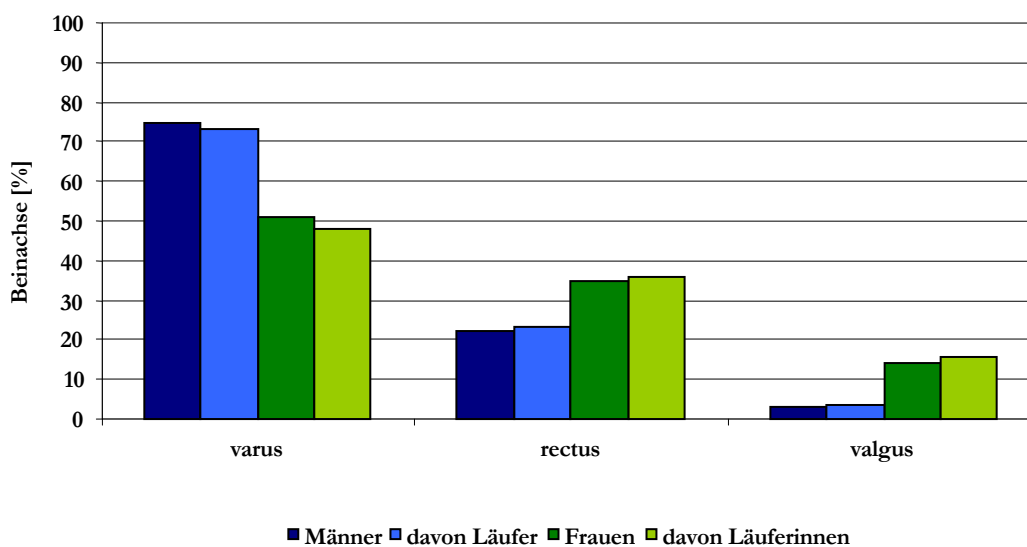


Abbildung 47: Beinachse statisch

3.2.3 Darstellung diskreter Maße im Geschlechtsvergleich

Neben den in Kapitel 2.3.2.1 vorgestellten Kreuztabellen wird der geschlechtsspezifische Vergleich der Fußmaße in den Größen, in denen mindestens 15 Männer und 15 Frauen repräsentiert werden, mit einem Student's T-Test durchgeführt. In Größe EU 38 sind dies 68 Frauen und 38 Männer, in Größe EU 39 30 Frauen und 64 Männer und in Größe EU 40 15 Frauen und 95 Männer.

3.2.3.1 Längenmaße

Ballenlänge

Tabelle 39 veranschaulicht die Ballenlänge von Größe 34 bis 43 in Schritten von 5 mm (Erläuterungen hierzu in Kapitel 2.3.2.1). Die Darstellung verdeutlicht den linearen Zusammenhang zwischen Fußlänge und Ballenlänge, gekennzeichnet durch den diagonalen Verlauf der farblich gekennzeichneten Boxen von links oben nach rechts unten. Mindestens 75% der Stichprobe je Schuhgröße befinden sich innerhalb von 2 Schritten, also 10 mm. Beim Geschlechtervergleich in den Doppelgrößen 38, 39 und 40 befinden sich die hervorgehobenen Boxen auf gleichem Niveau, sprechen also nicht für einen geschlechtsspezifischen Unterschied bezüglich der betreffenden Variablen.

Tabelle 39: Darstellung der Ballenlänge, differenziert in Schritten von 5 mm

		w	w	w	w	w	m	w	m	w	m	m	m	m
			5.0	6.0	6.5	7.5	6.0	8.5	7.0	9.0	7.5	8.0	8.5	9.0
	EU (Stich	34	35	36	37	38		39		40		41	42	43
	mm	223-230	230-237	237-243	243-250	250-257		257-263		263-270		270-277	277-283	283-290
Ballenlänge (%)	162.5	8												
	167.5	84	23											
	172.5	8	64	27	1									
	177.5		12	59	32									
	182.5		1	14	56	31	13		3					
	187.5				10	60	74	30	38					
	192.5					9	13	60	49	40	44	8		
	197.5							10	10	47	51	39	7	
	202.5									13	4	47	40	7
	207.5											6	49	36
	212.5												3	43
	217.5													14
Gesamt	Spalte n	25	69	101	96	68	38	30	69	15	95	89	67	28

Sowohl visuell, als auch beim Ergebnis des Student's T-Test der Größen EU 38-40 ($p=0,12/0,32/0,40$) zeigen sich in Bezug auf die Ballenlänge keine signifikanten Unterschiede zwischen den Geschlechtern (Abbildung 48).

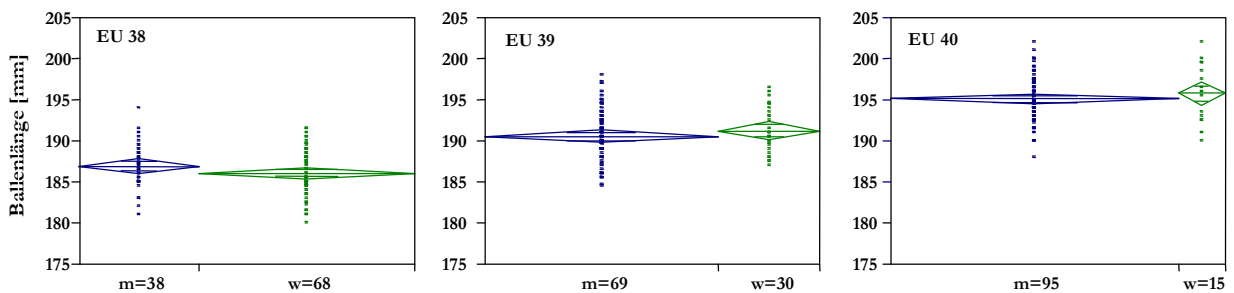


Abbildung 48: Geschlechtsspezifischer Vergleich der Ballenlänge in Größe 38, 39 und 40 [mm]

Kleinzehenballenlänge

Tabelle 40 veranschaulicht durch die diagonale Anordnung der Boxen auch für die Kleinzehenballenlänge den linearen Zusammenhang mit der Fußlänge. Die grünen und blauen Kästen sind auf selbem Niveau, was darauf hindeutet, dass kein geschlechtsspezifischer Unterschied vorliegt. Unterschiede gegenüber der Ballenlänge zeigen sich durch die größere Streuung der Daten, die durch die vermehrte Anzahl bunter Boxen je Spalte verdeutlicht wird (5 Spalten mit jeweils 3 gefärbten Boxen, die erforderlich sind, um mindestens 75% der Daten der jeweiligen Größe innerhalb eines Geschlechts zu kennzeichnen).

Tabelle 40: Darstellung der Kleinzehenballenlänge, differenziert in Schritten von 5 mm

		w	w	w	w	w	m	w	m	w	m	m	m	m
			5.0	6.0	6.5	7.5	6.0	8.5	7.0	9.0	7.5	8.0	8.5	9.0
EU (Stich)		34	35	36	37	38		39		40		41	42	43
mm		223-230	230-237	237-243	243-250	250-257		257-263		263-270		270-277	277-283	283-290
Kleinzehenballenlänge (%)	132.5	12	1											
	137.5	44	17	1										
	142.5	32	52	17	4									
	147.5	12	23	47	28	7	11							
	152.5		6	30	44	35	32	13	13		2			
	157.5			6	22	44	42	30	22	40	11	4		
	162.5				2	7	16	40	45	20	31	20	1	
	167.5					6		10	17	33	42	34	13	
	172.5							3	3	7	14	34	40	29
	177.5							3			1	8	37	43
	182.5												6	21
187.5													1	7
Gesamt	Spalte n	25	69	101	96	68	38	30	69	15	95	89	67	28

Für die Kleinzehenballenlänge zeigt sich in den Größen 38 und 39 kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen Männern und Frauen ($p=0,89/0,71$), in Größe 40 haben Frauen im Mittel eine kürzere Kleinzehenballenlänge ($p=0,03$; $n=15$) (Abbildung 49).

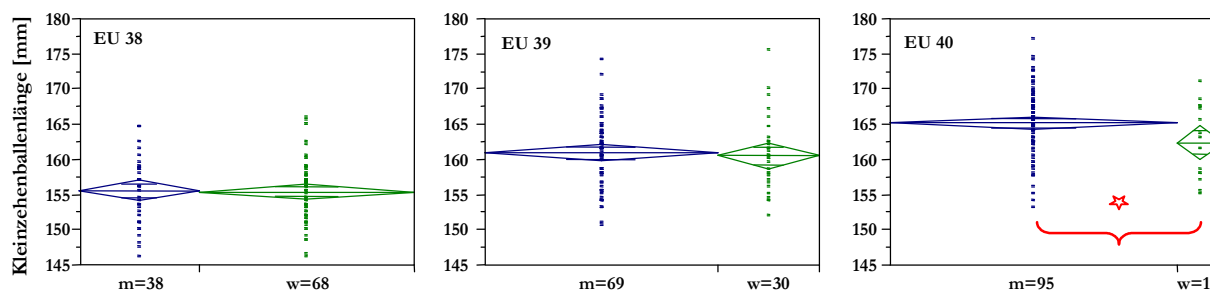


Abbildung 49: Geschlechtsspezifischer Vergleich der Kleinzehenballenlänge in Größe 38, 39 und 40 [mm]

Zehnlänge

Tabelle 41: Darstellung der Zehnlänge, differenziert in Schritten von 5 mm

		w	w	w	w	w	m	w	m	w	m	m	m	m
			5.0	6.0	6.5	7.5	6.0	8.5	7.0	9.0	7.5	8.0	8.5	9.0
EU (Stich)		34	35	36	37	38		39		40		41	42	43
mm		223-230	230-237	237-243	243-250	250-257		257-263		263-270		270-277	277-283	283-290
Zehnlänge [%]	72.5	60	23	12										
	77.5	40	65	60	42	16	21	13	4		1			
	82.5		12	28	54	60	53	43	57	20	25	3	1	
	87.5				4	24	24	43	35	60	63	56	36	7
	92.5						3		4	20	8	35	58	61
	97.5										2	6	4	32
Gesamt	Spalte n	25	69	101	96	68	38	30	69	15	95	89	67	28

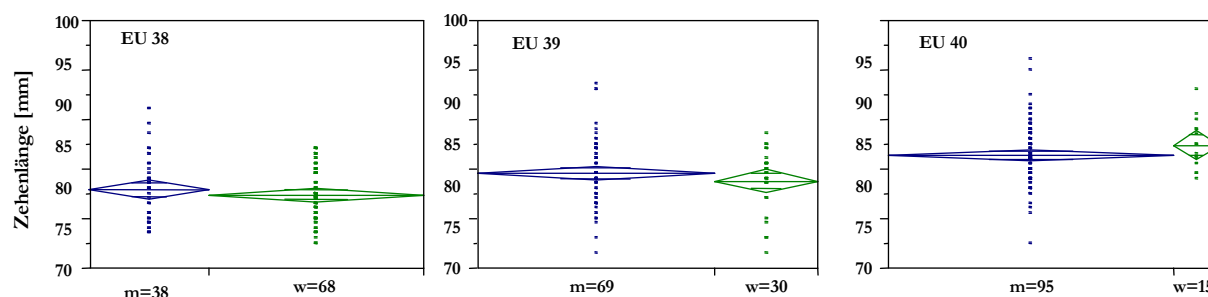


Abbildung 50: Geschlechtsspezifischer Vergleich der Zehnlänge in Größe 38, 39 und 40 [mm]

Wie auch bei den zuvor dargestellten Längendimensionen zeigt Tabelle 41 den Zusammenhang der Zehnlänge mit der Fußlänge. Visuell ist kein Unterschied zwischen den Geschlechtern erkennbar, was sich auch in der schließenden Prüfung bestätigt ($p=0,37/0,26/0,22$, Abbildung 50).

Spannlänge

Da die Scanmatrix im Spannbereich zum Teil Lücken aufweist, konnte diese Messgröße bei insgesamt 18 Probanden nicht editiert werden, acht davon hatten Größen zwischen 38-40.

Tabelle 42: Darstellung der Spannlänge, differenziert in Schritten von 5 mm

		w	w	w	w	w	m	w	m	w	m	m	m	m
			5.0	6.0	6.5	7.5	6.0	8.5	7.0	9.0	7.5	8.0	8.5	9.0
EU Stich		34	35	36	37	38		39		40		41	42	43
mm		223-230	230-237	237-243	243-250	250-257		257-263		263-270		270-277	277-283	283-290
Spannlänge [%]	97.5	29	7	2										
	102.5	67	46	25	6									
	107.5	4	41	56	48	22			1					
	112.5		6	17	42	61	45	41	27	14	10	1		
	117.5				4	13	39	45	55	29	39	21	5	4
	122.5					3	13	14	13	50	42	50	28	12
	127.5						3		3	7	8	23	40	35
	132.5										1	5	28	46
137.5													4	
All	Col n	24	69	101	96	67	38	29	67	14	92	86	65	26

Der Zusammenhang zwischen Fußlänge und Spannlänge stellt sich erneut durch die diagonale Anordnung der farbigen Boxen von oben links nach unten rechts dar, darüber hinaus zeigt sich ein geschlechtsspezifischer Unterschied der Variable in Größe 38. Während die zweithäufigste Spannlänge bei Frauen einen Mittelwert von 107.5 mm hat, beträgt diese bei den Männern 117.5 mm (Tabelle 42). Abbildung 51 bestätigt diesen Befund - beim Vergleich der Mittelwerte haben Frauen eine statistisch hochsignifikant kürzere Spannlänge von durchschnittlich 3.5 mm ($p=0,001$). Kein Unterschied ist in Größe 39 und 40 vorhanden ($p=0,09/0,98$).

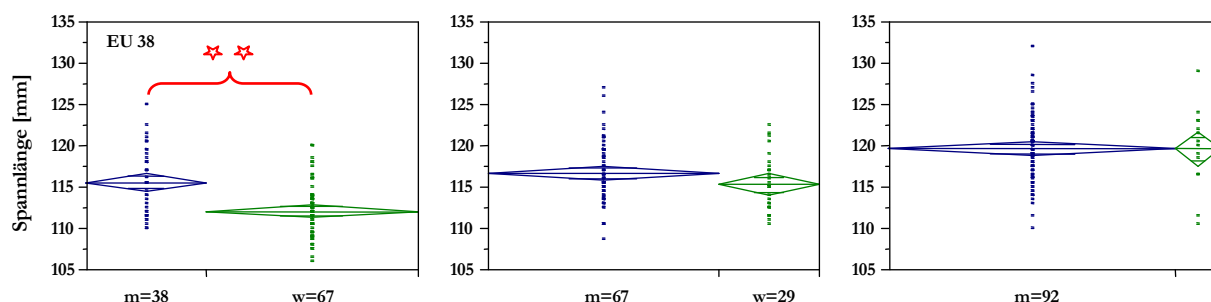


Abbildung 51: Geschlechtsspezifischer Vergleich der Spannlänge in Größe 38, 39 und 40 [mm]

3.2.3.2 Breitenmaße

Ballenbreite anatomisch

Tabelle 43: Darstellung der Ballenbreite anatomisch, differenziert in Schritten von 5 mm.

		w	w	w	w	w	m	w	m	w	m	m	m	m
			5.0	6.0	6.5	7.5	6.0	8.5	7.0	9.0	7.5	8.0	8.5	9.0
EU Stich		34	35	36	37	38		39		40		41	42	43
mm		223-230	230-237	237-243	243-250	250-257		257-263		263-270		270-277	277-283	283-290
Ballenbreite anatomisch (%)	87.5	84	86	80	54	53	8	43	9	20	5	8	7	7
	92.5	12	13	13	32	37	39	23	28	53	26	18	16	0
	97.5			1	10	7	34	27	57	20	44	45	28	29
	102.5						16		6	7	23	24	36	39
	107.5											2	7	21
	112.5											1		
Gesamt	Spalte n	25	69	101	96	68	38	30	69	15	95	89	67	28

Die Breitenzuwächse für den Ballenbereich stimmen nicht mit den Zuwächsen der Längenvariablen überein. Obwohl beispielsweise die Maße der anatomischen Ballenbreite und der Spannlänge ähnliche Absolutwerten vorweisen, nimmt die Ballenbreite von einer zur nächsten Größe weniger zu. Der Zusammenhang zwischen Fußlänge und Ballenbreite ist nicht so ausgeprägt, wie dies bei den Längenmaßen zu beobachten ist. Beim Vergleich der Doppelgrößen fällt visuell auf, dass sich die

blauen Boxen stets unterhalb der grünen befinden, was darauf hinweist, dass Frauen in den entsprechenden Größen im Mittel schmalere Füße im Vorfußbereich haben, als Männer (Tabelle 43). Im direkten Vergleich zeigt sich in allen drei Doppelgrößen ein zum Teil hochsignifikanter Unterschied zwischen den Geschlechtern ($p < 0.001 / < 0.001 / < 0,05$). Frauen haben in diesen Größen im Mittel einen um 2.8-5.9 mm schmaleren Ballen (Abbildung 52).

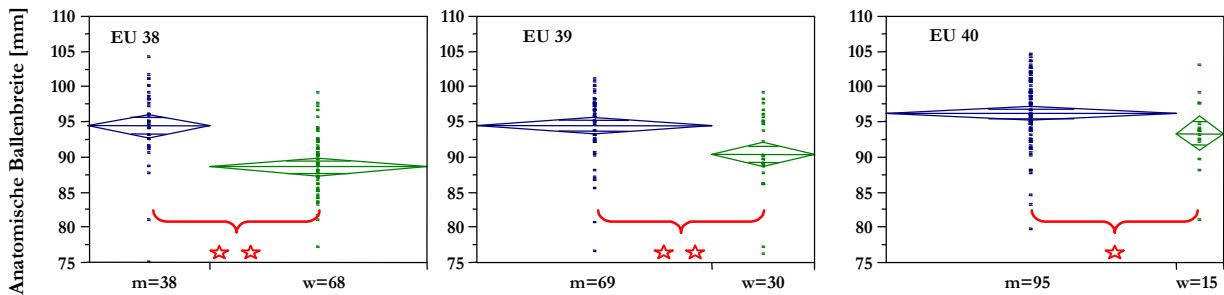


Abbildung 52: Geschlechtsspezifischer Vergleich der anatomischen Ballenbreite in Größe 38, 39 und 40 [mm]

Anatomische Fersenbreite

Aufgrund fehlender Datenpunkte der Scanmatrix mussten bei der Fersenbreite insgesamt vier Datensätze exkludiert werden, zwei davon aus der Größe EU 39.

Die Fersenbreite zeigt ein ähnliches Bild wie die Ballenbreite. Wie zuvor scheint der Zusammenhang der gegebenen Variable mit der Fußlänge weniger markant zu sein, die farblich codierten Boxen der Männer finden sich jedoch erneut unterhalb der Boxen der Frauen (Tabelle 44).

Tabelle 44: Darstellung der anatomischen Fersenbreite, differenziert in Schritten von 4 mm

		w	w	w	w	w	m	w	m	w	m	m	m	m
			5.0	6.0	6.5	7.5	6.0	8.5	7.0	9.0	7.5	8.0	8.5	9.0
EU Stich		34	35	36	37	38		39		40		41	42	43
mm		223-230	230-237	237-243	243-250	250-257		257-263		263-270		270-277	277-283	283-290
Fersenbreite anatomisch [%]	47.0		12	4	1	1					1			
	51.0	67	54	44	23	24		14	1		2			
	55.0	33	30	47	62	59	37	62	32	40	27	7	11	4
	59.0		3	6	14	16	53	24	44	40	42	53	32	22
	63.0		1				11		22	20	25	33	45	63
	67.0										2	8	12	11
Gesamt	Spalte n	24	69	101	95	68	38	29	68	15	95	89	66	27

Hochsignifikante Unterschiede zeigen sich in Größe EU 38 und 39 (Mittelwertdifferenzen von 3.2 mm und 3.1 mm, $\alpha < 0.001 / < 0.001$), in Größe EU 40 kann dies nicht bestätigt werden ($p < 0.47$, vgl. Abbildung 53).

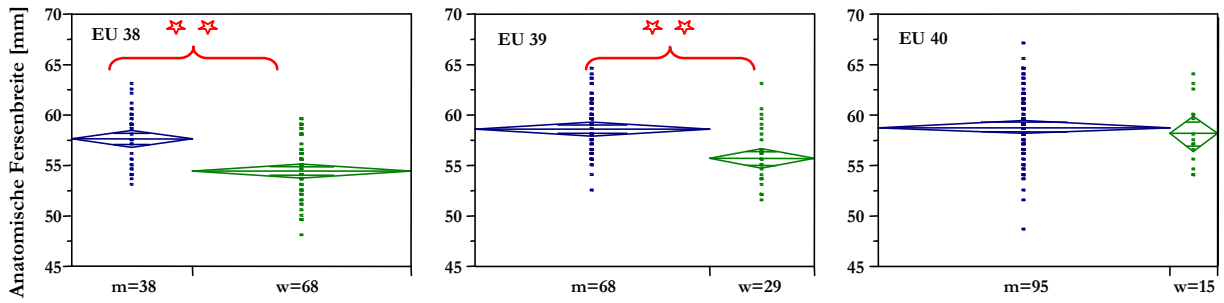


Abbildung 53: Geschlechtsspezifischer Vergleich der anatomischen Fersenbreite in Größe 38, 39 und 40 [mm]

3.2.3.3 Höhenmaße

Zehenhöhe

Tabelle 45: Darstellung der Zehenhöhe, differenziert in Schritten von 3 mm

		w	w	w	w	w	m	w	m	w	m	m	m	m
		5.0	6.0	6.5	7.5	6.0	8.5	7.0	9.0	7.5	8.0	8.5	9.0	
EU Stich		34	35	36	37	38	39	40	41	42	43			
mm		223-230	230-237	237-243	243-250	250-257	257-263	263-270	270-277	277-283	283-290			
Zehenhöhe [%]	24.5	8		2										
	27.5	48	57	51	36	40	11	7	1	7	1	1		
	30.5	40	35	45	54	50	45	73	57	73	49	42	28	21
	33.5	4	9	2	9	7	37	20	35	20	44	55	60	54
	36.5					3	8		6		5	2	10	25
39.5								1				1		
Gesamt	Spalte n	25	69	101	96	68	38	30	69	15	95	89	67	28

Bei der Zehenhöhe zeigen sich bei den Männern in den hier vorgenommenen Schritten von 3 mm tendenziell höhere Werte. Zwar liegen die blauen Boxen fast immer auf gleichem Niveau, die Prozentzahlen zeigen jedoch eine geringe Verschiebung nach unten (Tabelle 45).

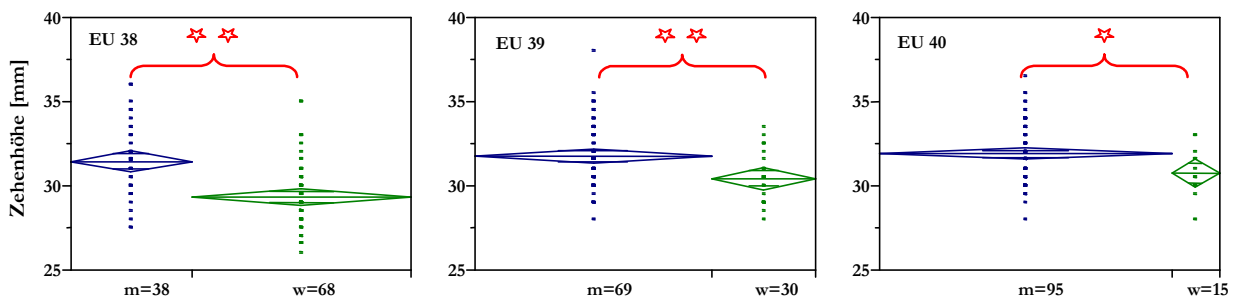


Abbildung 54: Geschlechtsspezifischer Vergleich der Zehenhöhe in Größe 38, 39 und 40 [mm]

Der Student's T-Test weist für Größe EU 38 und 39 einen hochsignifikanten ($p < 0.001 / < 0.001$), in Größe EU 40 einen signifikanten ($p < 0.01$) Unterschied auf (Abbildung 54). Die Mittelwertdifferenzen liegen zwischen 1.1 mm (EU 40) und 2.1 mm (EU 38).

Spannhöhe

Bei der Spannhöhe mussten 18 Probanden exkludiert werden, da die Datenmatrix im Editierbereich nicht vollständig war. In den Größen 38 bis 40 betrifft dies insgesamt 8 Datensätze.

Für die Spannhöhe lässt sich ein geschlechtsspezifischer Unterschied darstellen. Die Streubreite bei der gewählten Schrittgröße von 5 mm ist ausgeprägt (vgl. Tabelle 46).

Tabelle 46: Darstellung der Spannhöhe, differenziert in Schritten von 5 mm

		w	w	w	w	w	m	w	m	w	m	m	m	m
EU Stich		34	35	36	37	38		39		40		41	42	43
mm		223-230	230-237	237-243	243-250	250-257		257-263		263-270		270-277	277-283	283-290
Spannhöhe [%]	62.5	25	14	9	2	7								
	67.5	42	54	52	42	34	5	28	6	21	3	5	2	
	72.5	33	30	34	45	42	45	52	36	57	23	17	20	15
	77.5		1	5	11	13	39	21	43	21	54	52	38	50
	82.5					3	5		13		17	26	32	31
	87.5						5		1		2		8	4
Gesamt	Spalte n	24	69	101	96	67	38	29	67	14	92	86	65	26

Abbildung 55 verdeutlicht die geringere Spannhöhe der Frauen gegenüber den Männern. Alle Ergebnisse sind hochsignifikant ($p < 0.001$), die mittleren Differenzen für Größe EU 38-40 belaufen sich jeweils auf 4.6 mm, 3.8 mm und 4.6 mm.

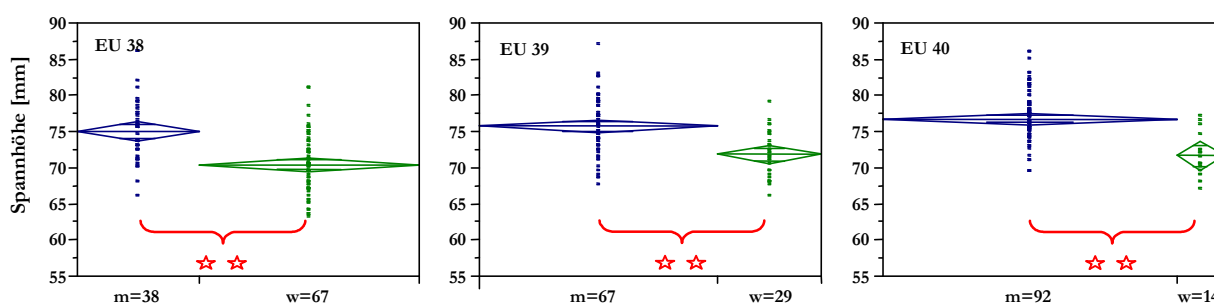


Abbildung 55: Geschlechtsspezifischer Vergleich der Spannhöhe in Größe 38, 39 und 40 [mm]

3.2.3.4 Winkelmaße

Ballenwinkel

Der Ballenwinkel zeigt kein allgemeingültiges Muster, er streut in allen Größen mit einem Ausmaß von etwa 12° und scheint unabhängig von der Fußlänge zu sein. Die Frauen zeigen tendenziell einen größeren Ballenwinkel, gekennzeichnet durch die hellgrünen Boxen im größeren Wertebereich von durchschnittlich 21.5 ° (Tabelle 47).

Tabelle 47: Darstellung des Ballenwinkels in Schritten von 3°.

		w	w	w	w	w	m	w	m	w	m	m	m	m
			5.0	6.0	6.5	7.5	6.0	8.5	7.0	9.0	7.5	8.0	8.5	9.0
EU Stich		34	35	36	37	38		39		40		41	42	43
mm		223-230	230-237	237-243	243-250	250-257		257-263		263-270		270-277	277-283	283-290
Ballenwinkel [°]	9.5					1					1	1	1	
	12.5		3	7	6	0	3	7	14		12	10	9	7
	15.5	36	30	38	27	18	24	30	38	7	44	31	45	29
	18.5	56	46	38	46	57	61	37	36	53	34	45	31	50
	21.5	8	20	17	21	19	13	27	12	40	9	12	12	11
	24.5			1		4							1	4
Gesamt	Spalte n	25	69	101	96	68	38	30	69	15	95	89	67	28

Während in Größe EU 38 kein signifikanter Unterschied zwischen den Geschlechtern vorhanden ist ($p=0.12$), ist der Ballenwinkel der Frauen in Größe EU 39 und EU 40 signifikant bzw. hochsignifikant größer als der der Männer ($p=0.02$ bzw. $p<0.001$). Die Differenz der Mittelwerte beträgt in Größe EU 39 durchschnittlich 1.3°, in Größe 40 2.4° (Abbildung 56).

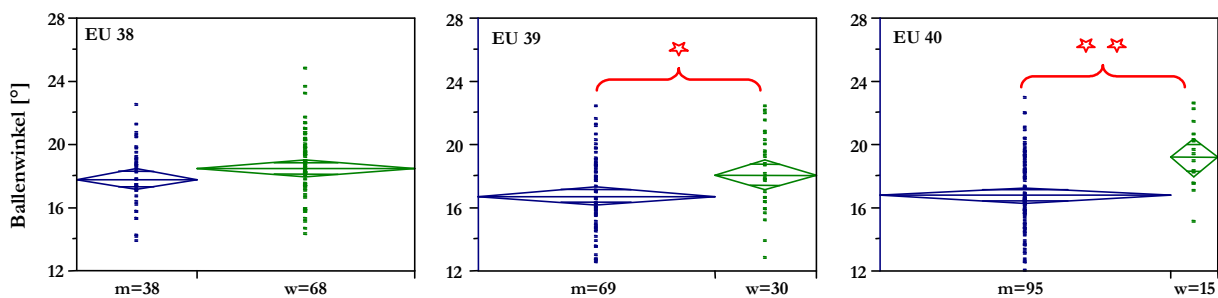


Abbildung 56: Geschlechtsspezifischer Vergleich des Ballenwinkels in Größe 38, 39 und 40 [°]

Großzehnwinkel

Bei der Betrachtung des Großzehnwinkels muss berücksichtigt werden, dass Probanden mit einem beidseitigen Großzehnwinkel von mehr als 19° von vornherein aus der gesamten Analyse exkl-

diert wurden, da diese unter das Ausschlusskriterium „Fußdeformität“ fielen. Dies war bei 11 Probanden der Fall, darunter sechs Frauen und fünf Männer. Bei einseitiger Symptomatik wurde der jeweilige Proband für die Darstellung der Variable *Großzehenwinkel* nicht mit berücksichtigt; insgesamt 28 Probanden fehlen aufgrund dessen in der folgenden Analyse (18 Frauen und zehn Männern, davon acht in Größe EU 38-40).

Tabelle 48 zeigt eine deutliche Streuung des Großzehenwinkels, unabhängig von Geschlecht und Fußlänge. Allerdings neigen Frauen tendenziell zu höheren Werten, als Männer.

Tabelle 48: Darstellung des Großzehenwinkels, differenziert in Schritten von 4°

		w	w	w	w	w	m	w	m	w	m	m	m	m
			5.0	6.0	6.5	7.5	6.0	8.5	7.0	9.0	7.5	8.0	8.5	9.0
EU Stich		34	35	36	37	38		39		40		41	42	43
mm		223-230	230-237	237-243	243-250	250-257		257-263		263-270		270-277	277-283	283-290
Großzehenwinkel [°]	-7			1					1	7	3	1	3	
	-3		3	2	1				1		5	6	7	
	1	4	6	10	8	9	21	17	16	13	15	18	21	14
	5	28	25	31	23	31	34	7	35	20	33	34	24	36
	9	36	38	31	36	28	26	43	26	27	27	26	28	36
	13	16	16	21	21	19	13	20	13	20	17	13	12	11
17	16	13	5	10	13	5	13	7	13		2	4	4	
Gesamt	Spalte n	25	69	101	96	68	38	30	69	15	95	89	67	28

Abbildung 57 bestätigt diesen Eindruck. In allen 3 betrachteten Größen haben Frauen im Durchschnitt einen größeren Großzehenwinkel (EU 38: 2.2°; EU 39: 1.7°; EU 40: 1.2°). Signifikant ist dieses Ergebnis jedoch nur für Größe 38 (p=0.01).

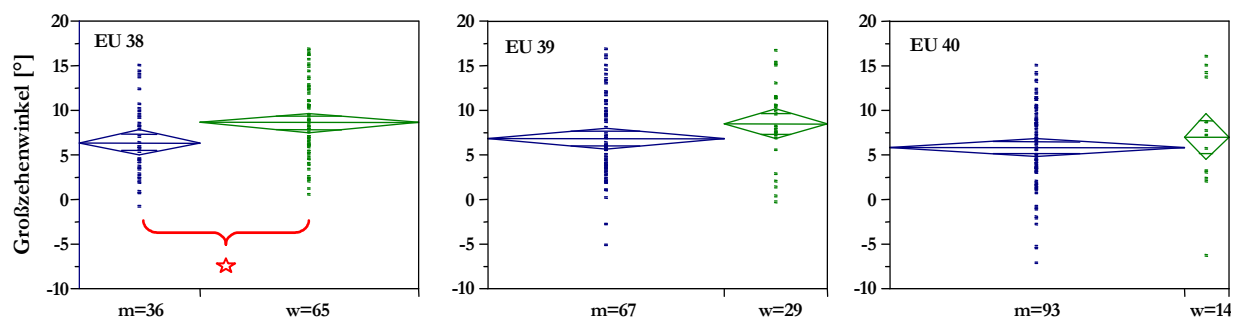


Abbildung 57: Geschlechtsspezifischer Vergleich des Großzehenwinkels in Größe 38, 39 und 40 [°]

Kleinzehenwinkel

Tabelle 49: Darstellung des Kleinzehenwinkels, differenziert in Schritten von 5°

Kleinzehenwinkel [°]	EU Stich mm	w	w	w	w	w	m	w	m	w	m	m	m	m
		5.0	6.0	6.5	7.5	6.0	8.5	7.0	9.0	7.5	8.0	8.5	9.0	
		34	35	36	37	38	39	40	41	42	43			
		223-230	230-237	237-243	243-250	250-257	257-263	263-270	270-277	277-283	283-290			
-2.5													1	
2.5				1									1	
7.5		8	3	5	2				3				12	
12.5		32	20	27	22	21	16	10	19	13	17	12	39	7
17.5		52	59	49	48	47	37	47	46	47	40	36	39	50
22.5		8	17	19	27	26	42	37	32	33	40	46	7	32
27.5					1	6	5	7		7	3	6		7
Gesamt	Spalte n	25	69	101	96	68	38	30	69	15	95	89	67	27

Sowohl Tabelle 49 als auch Abbildung 58 zeigen ein unsystematisches Bild in Bezug auf die Ausprägung des Kleinzehenwinkels. Es scheint kein Zusammenhang zwischen Fußlänge, Geschlecht und Winkelmaß zu bestehen. Während in Größe EU 38 die männliche Stichprobe einen signifikant größeren Kleinzehenwinkel hat ($p < 0.05$), wendet sich das Bild für Größe EU 39, in der die Frauen einen tendenziell größeren Winkel haben ($p = 0.07$).

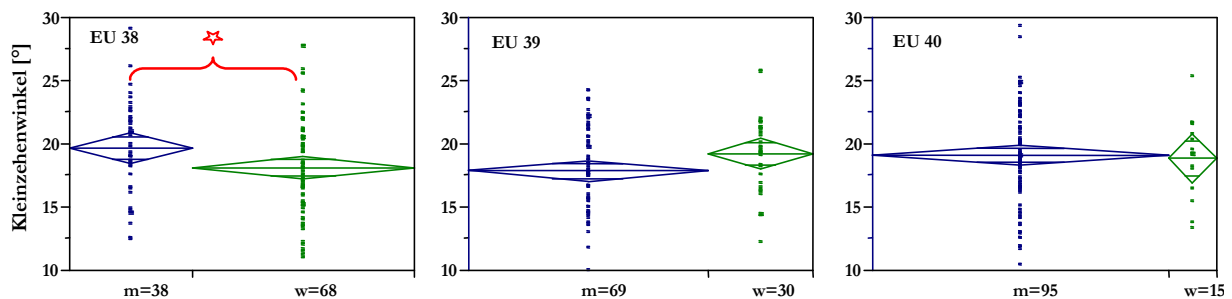


Abbildung 58: Geschlechtsspezifischer Vergleich des Kleinzehenwinkels in Größe 38, 39 und 40 [°]

3.2.3.5 Zusammenfassung diskreter Maße

Tabelle 50 veranschaulicht die zuvor im Einzelnen beschriebenen Ergebnisse im Überblick. Der lineare Zusammenhang der einzelnen Fußmaße mit der Fußlänge ist für alle Längenmaße sehr groß ($0.78 \leq r \leq 0.96$), für die Breiten- und Höhenmaßen nur noch eingeschränkt erkennbar ($0.25 \leq r \leq 0.53$) und in den Winkelmaßen nicht vorhanden ($-0.02 \leq r \leq 0.13$).

Die schematische Darstellung der letzten Spalte, die auf der visuellen Beurteilung der Kreuztabellen und der Ergebnisse des Student's T-Test für die Größen EU 38-40 basiert, soll aufzeigen, bei welchen Variablen sich geschlechtsspezifische Unterschiede gezeigt haben. Während es bei den

Längendimensionen keine über mehrere Größen bestätigten Geschlechtsdifferenzen gab, zeigten sich bei allen Breiten- und Höhendimensionen deutliche, zumeist signifikante Diskrepanzen (grau unterlegte Tabellenfelder). Frauen haben bei gleicher Fußlänge in den beobachteten Größen schmalere und flachere Füße als Männer. Die Spalten MD 38 bis MD 40 beschreiben die mittleren Differenzen bei vorhandenem geschlechtsspezifischem Unterschied.

Tabelle 50: Schematische Darstellung der Ergebnisse diskreter Fußmaße im Geschlechtervergleich. ♂ = Männer, ♀ = Frauen. * r stellt den Pearson Produkt-Moment-Korrelationskoeffizient der jeweiligen Variable mit der Fußlänge dar. Spalte MD 38-40 zeigt die Differenz. *: $p < 0.05$. **: $p < 0.001$

Variable	$r_{♀}^*$	$r_{♂}^*$	MD 38	MD 39	MD 40	Verhältnis ♀ : ♂
Ballenlänge	0.96	0.95	-	-	-	♀ = ♂
Kleinzehenballenlänge	0.87	0.85	-	-	2.8 mm*	♀ ≤ ♂
Zehenlänge	0.83	0.78	-	-	-	♀ = ♂
Spannlänge	0.85	0.79	3.5 mm**	-	-	♀ ≤ ♂
Anatomische Ballenbreite	0.45	0.25	5.9 mm**	4.1 mm**	2.8 mm*	♀ < ♂
Anatomische Fersenbreite	0.53	0.49	3.2 mm**	3.1 mm**	-	♀ < ♂
Zehenhöhe	0.38	0.34	2.1 mm**	1.3 mm**	1.1 mm*	♀ ≤ ♂
Spannhöhe	0.35	0.24	4.6 mm**	3.8 mm**	4.6 mm**	♀ < ♂
Ballenwinkel	0.12	0.03	-	1.3°*	2.4°**	♀ ≥ ♂
Großzehenwinkel	-0.02	0.00	2.2°*	-	-	♀ > ♂
Kleinzehenwinkel	0.1	0.13	1.6°*	-	-	♀ = ♂

3.2.4 Größenunabhängiger Vergleich der Fußmaße

3.2.4.1 Vergleich der relativen metrischen Fußmaße

Um einen Vergleich der Fußmaße über alle Größen zu ermöglichen, wurden die metrischen Variablen zur Fußlänge normiert.

Abbildung 59 zeigt die Ergebnisse. Auffallend sind die gering ausgeprägten geschlechtsspezifischen Unterschiede, die sich zudem nur in einigen zuvor unauffälligen Längenmaßen signifikant darstellen. Die mittleren Differenzen der Ballenlänge, Kleinzehenballenlänge und Spannlänge liegen zwischen 0.3 % und 0.6 %. Bei einer Fußlänge von 28 cm würde dies einer Differenz von 0.5-1.7 mm entsprechen. Die nahezu identischen Höhen- und Breitenmaße bei Betrachtung der Relativ-

maße über alle Größen widersprechen den zuvor gezeigten Ergebnissen der Absolutmaße in den Größen 38-40.

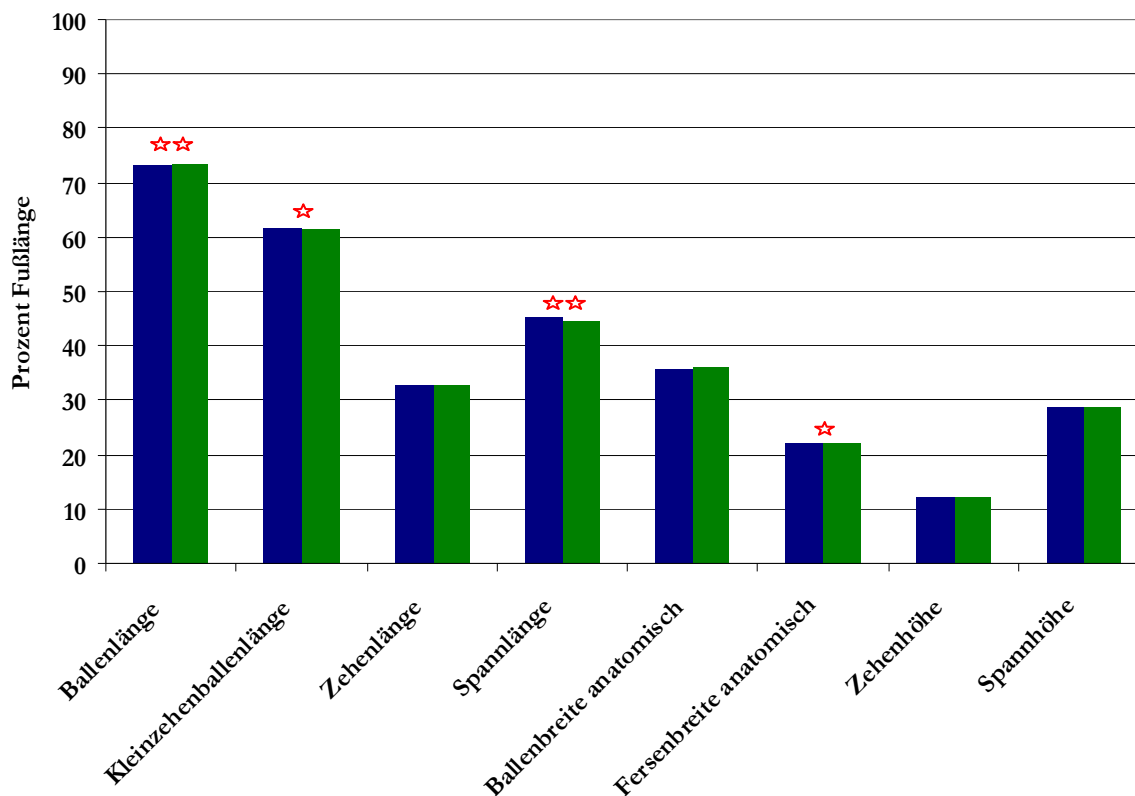


Abbildung 59: Darstellung der Fußmaße in Relation zur Fußlänge über alle Größen. $n \geq 829$.
Frauen: grün, Männer: blau

3.2.4.2 Vergleich der Winkelmaße

Beim Vergleich der Winkel über alle Größen ist keine Normierung von Nöten, da die Winkel keinerlei Zusammenhang zur Fußlänge zeigen, zudem liegt eine andere Maßeinheit zugrunde.

Die geschlechtsspezifischen Unterschiede der vermessenen Winkel sind für alle drei Maße hochsignifikant ($p < 0.001$). Allerdings zeigen sowohl die Standardabweichungen als auch die Betrachtung des Wertebereichs eine deutliche Streuung der Daten, die im Vergleich zur Differenz der Mittelwerte erheblich ist (Abbildung 60).

Der Unterschied der Mittelwerte beträgt für den Ballenwinkel 0.9° (Gesamtwertebereich für beide Geschlechter: 16.4°), für den Großzehenwinkel 2.2° (Gesamtwertebereich für beide Geschlechter: 26.8°) und für den Kleinzehenwinkel 1.8° (Gesamtwertebereich für beide Geschlechter: 34.4°).

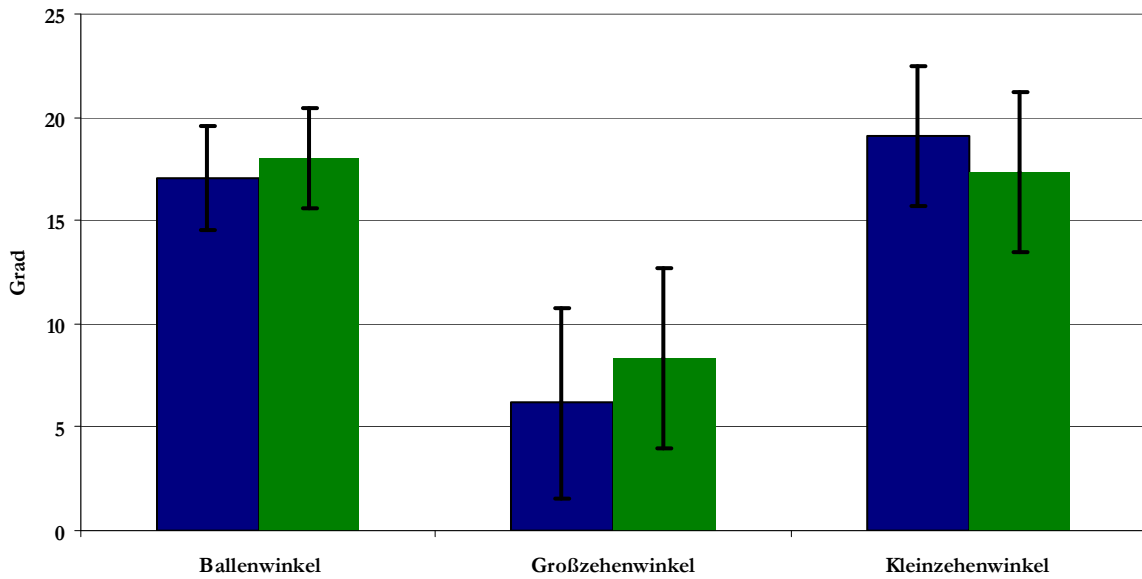


Abbildung 60: Darstellung der Winkelmaße und deren Standardabweichung in Grad über alle Größen. $n \geq 819$. Frauen: grün, Männer: blau

3.2.5 Klassifikation von Fußtypen

Bei der Klassifikation von Fußtypen im Geschlechtervergleich wurden, wie in Kapitel 2.3.4 beschrieben, die Randgrößen nicht mit berücksichtigt. Abbildung 61 illustriert hierzu die Anzahl der in der jeweiligen Größe ausgeschlossenen Datensätze.

Da für die Clusteranalyse nur Datensätze verwendet werden können, bei denen alle der berücksichtigten Variablen vollständig vorliegen, gingen letztlich 795 Probanden in die Analyse ein, 397 Frauen und 398 Männer.

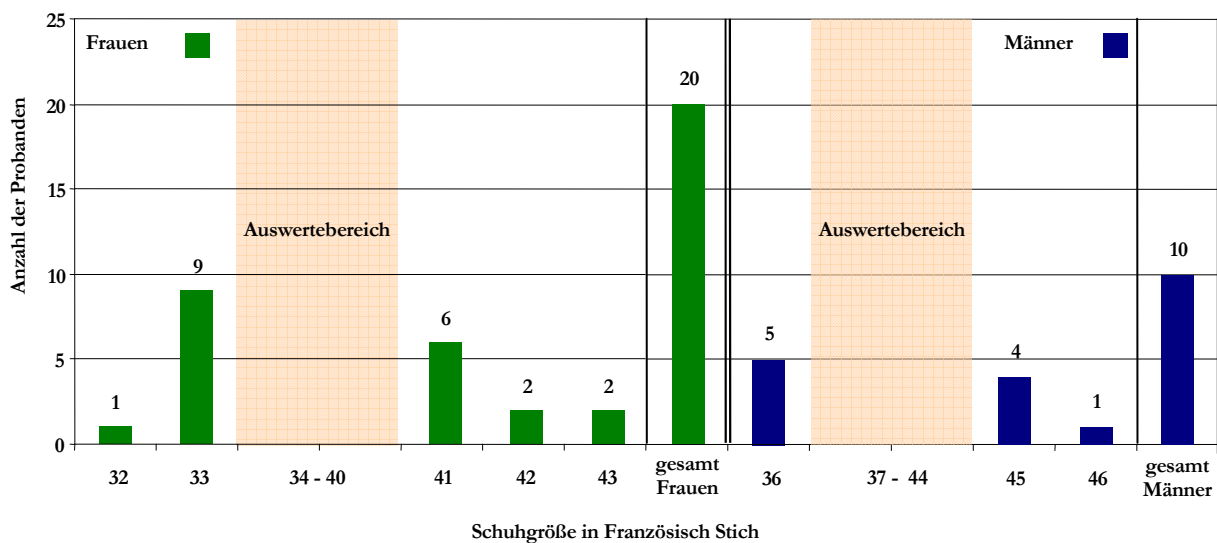


Abbildung 61: Darstellung der ausgeschlossenen Randgrößen für die Clusteranalyse mit $n < 10$. Frauen: grün (links), Männer: blau (rechts)

Um die in Tabelle 51 numerisch dargestellten Clusterlösungen vereinfachend zu beschreiben, wurden die insgesamt sechs Variablen in drei Gruppen zusammengefasst, da sich die Variablen innerhalb dieser Untergruppen ähnlich ausprägen. Während sich im Folgenden die Breite auf Fersen- und Ballenbreite bezieht, beschreibt die Höhe die Spannhöhe und die Zuspitzung die Kombination aus Ballenlänge und Ballenwinkel. Ein großer Ballenwinkel in Kombination mit einer langen Ballenlänge lässt eine Zuspitzung der Fußform erwarten, da der Ballenwinkel die Gelenklinie der Metatarsalköpfchen (basierend auf MFK1 und MFK5) beschreibt und somit die Anordnung der Zehenendglieder mitbestimmt.

Tabelle 51: Darstellung der Clusterlösungen. Die Angaben der metrischen Variablen sind in % der Fußlänge ausgedrückt, das Winkelmaß als Absolutmaß

3-Clusterlösung gesamt		Ballenlänge relativ	Ballenbreite relativ	Fersenbreite relativ	Spannhöhe relativ	Ballenwinkel absolut
1: n=292	Mittelwert	73.26	37.14	22.93	29.75	16.69
	StdDev	.86	1.32	.93	1.31	2.08
2: n=290	Mittelwert	74.09	35.86	21.75	27.79	19.43
	StdDev	.81	1.43	.94	1.30	1.88
3: n=213	Mittelwert	72.63	34.09	21.42	28.13	16.08
	StdDev	.84	2.28	.86	1.33	2.09
Insgesamt: N=795	Mittelwert	73.39	35.86	22.09	28.60	17.53
	StdDev	1.02	2.05	1.12	1.58	2.48

Tabelle 52: Beschreibung der Clustertypen in Anlehnung an die Mittelwerte der Clusterlösungen für die jeweiligen Variablen (vgl. Tabelle 51). Die vorangestellte Zahl zeigt die Rangordnung der Mittelwerte: 1: höchster Wert, 3: niedrigster Wert

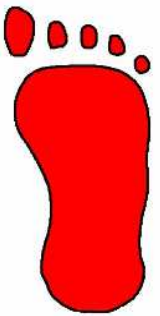
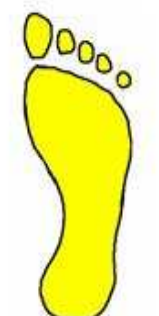
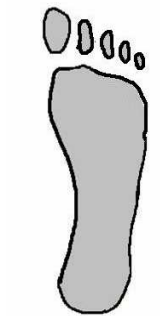
Fußtyp	Typ C 1	Typ C 2	Typ C 3
Breite	1: breit	2: mittel	3: schmal
Höhe	1: hoch	3: flach	2: eher flach
Zuspitzung	2: eckig	1: spitz	3: eckig
Abdruck			

Tabelle 51 beschreibt die errechneten Fußtypen. Während Typ 1 ein voluminöser Fuß mit einem breiten Vor- und Rückfuß, einem hohen Spann und einem flachen Ballenwinkel bei durchschnittlicher Ballenlänge ist, fällt Fußtyp 3 sehr schmal aus. Ebenfalls gekennzeichnet durch einen kleinen Ballenwinkel hat dieser jedoch eine kurze Ballenlänge, die für verhältnismäßig lange Zehen spricht. Fußtyp 2 weist eine durchschnittliche Breite im Vorfuß und eine leichte Verschmälerung im Fersenbereich auf, der Spann ist flach und der Ballenwinkel, bei gleichzeitig ausgeprägter Ballenlänge, groß.

Abbildung 62 zeigt die Verteilung der Fußtypen über die einzelnen Fußlängen (ausgedrückt in *Französisch Stich*). Zwei Auffälligkeiten stechen hervor: zum einen ist das Muster von Frauen und Männern sehr ähnlich, lediglich eine Phasenverschiebung von etwa drei Größen trennt die Geschlechter voneinander. Zum anderen weisen die jeweils kleinen Größen innerhalb eines Geschlechts (Frauen \approx EU 34-36, Männer \approx EU 37-40) einen hohen Anteil von Füßen des ersten Clusters auf. Bezogen auf die Größenverteilung innerhalb der Geschlechter sind kleinere Füße demnach voluminöser als größere Füße. Mit zunehmender Länge häufen sich die normalen und schmalen Typen.

Während Clustertyp 1 bei den Männern häufiger vertreten ist als bei den Frauen (39% versus 35%), ist der Anteil des Fußtyps 2 bei den Frauen öfter anzutreffen (Frauen: 43%, Männer: 30%). Die Größen EU 38-40, für die zuvor der T-Test zur Darstellung geschlechtsspezifischer Unterschiede durchgeführt wurde, beinhalten die eher normalen bzw. schmalen Frauenfüße und die zum größten Teil voluminösen Männerfüße.

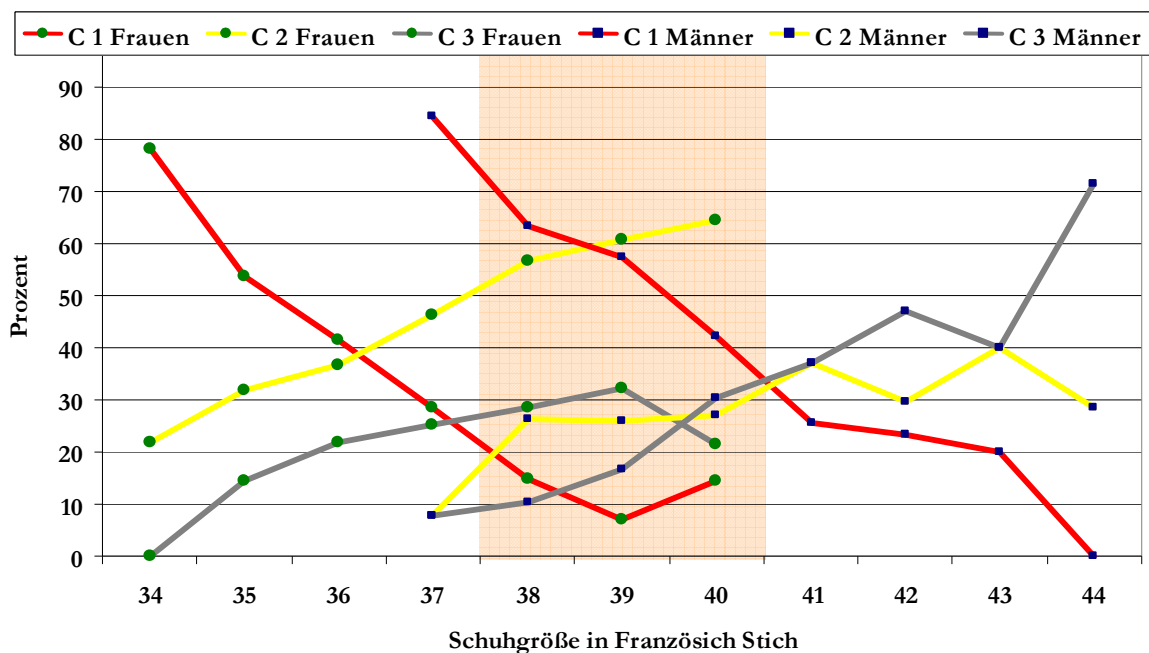


Abbildung 62: Verteilung der Fußtypen im Geschlechtervergleich. Die in Kapitel 3.2.3 auf geschlechtsspezifische Unterschiede getesteten Doppelgrößen EU 38-40 sind farblich gekennzeichnet

3.3 Vergleich der weiblichen Fußmorphologie mit einem Laufschuhleisten - Ansätze zur Gradierungsoptimierung

3.3.1 Reproduzierbarkeitsprüfung der Leistenmaße

Zur Überprüfung der Reproduzierbarkeit der Leistenvermessung wurden acht Leisten jeweils zweimal vermessen. Abbildung 63 veranschaulicht die mittlere Differenz zwischen Messung eins und zwei für die Variablen Leistenlänge (LL), Ballenlänge (M1L), Kleinzehenballenlänge (M5L), Fersenbreite (HW), orthogonale (BOW) und diagonale (BDW) Ballenbreite sowie Spannhöhe bei 50% Fußlänge (I50L). Zudem werden die maximalen Messwertdifferenzen dargestellt. Auffällig sind hier die Ballen- und Kleinzehenballenlänge. Zur Reduktion des Messfehlers wurden die Richtlinien zur Definition der anatomischen Landmarken differenzierter definiert. Dadurch konnte in einer Kontrollmessung der genannten Größen der maximale Messfehler erheblich reduziert werden (vgl. „Diff max korrigiert“).

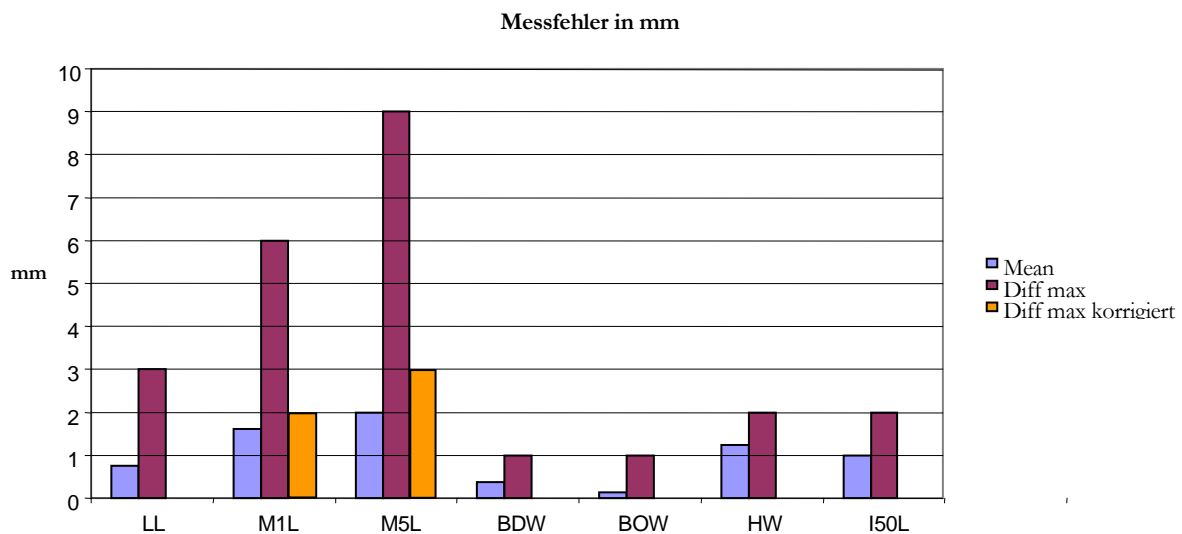


Abbildung 63: Messfehler der Leistenvermessung

3.3.2 Klassifikation weiblicher Fußtypen

In der zweiten Clusteranalyse wurde die Kategorisierung der weiblichen Fußtypen unter Verwendung der Maße durchgeführt, die auch beim Leisten erhoben werden können (vgl. 2.3.4). Hierzu wurde die gesamte weibliche Stichprobe (n=424) berücksichtigt.

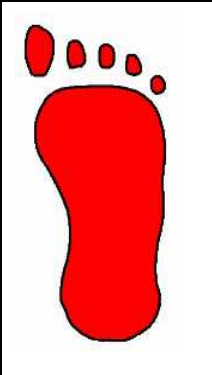

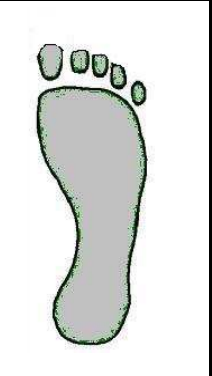
Um die Beschreibung der Clusterlösungen zu vereinfachen, wurden Ballenlänge und Kleinzehenballenlänge als Länge, Ballenbreite orthogonal und Fersenbreite orthogonal als Breite und Spannweite sowie Zehenhöhe als Höhe zusammenfassend beschrieben, da sich diese in den jeweiligen Clusterlösungen ähnlich verhalten. Das Verhältnis der Ballenlänge zur Kleinzehenballenlänge gibt hierbei indirekt Auskunft über die Ausprägung des Ballenwinkels.

Tabelle 53: Darstellung der Clusterlösungen. Die Angaben der Variablen sind in % der Fußlänge ausgedrückt

3-Clusterlösung Frauen		Ballenlänge relativ	Kleinzehenballenlänge relativ	Ballenbreite orthogonal relativ	Fersenbreite orthogonal relativ	Zehenhöhe relativ	Fußhöhe bei 50% FL relativ
1: n=131	Mittelwert	73.65	61.55	35.96	23.08	12.62	26.91
	StdDev	0.96	1.53	1.27	0.87	0.60	1.13
2: n=165	Mittelwert	73.05	60.44	34.29	21.66	11.53	24.53
	StdDev	0.84	1.18	1.55	0.96	0.54	1.26
3: n=128	Mittelwert	74.09	62.94	33.56	21.72	11.85	24.79
	StdDev	0.83	1.23	1.41	0.88	0.57	1.24
Insgesamt: n=424	Mittelwert	73.55	61.54	34.59	22.11	11.96	25.35
	StdDev	0.97	1.67	1.72	1.12	0.73	1.61

Tabelle 53 und Tabelle 54 stellen die Clustertypen numerisch sowie schematisch dar. Während sich erneut ein sehr voluminöser Fuß herauskristallisiert (Typ 1), differenzieren sich die anderen beiden Fußtypen etwas von der zweiten und dritten Lösung der vorausgehenden Clusteranalyse. Typ 2 hat eine größere Differenz zwischen medialer und lateraler Ballenlänge (12.61 % FL gegenüber 11.15% FL in Cluster 3 und 12.1 % FL in Cluster 1), was auf einen größeren Ballenwinkel schließen lässt. Typ 2 und 3 sind beide im Vergleich zu Typ 1 flach und auch deutlich schmaler, wobei sich dies bei Typ 3 in Vor- und Rückfuß zeigt und bei Typ 2 nur im Rückfußbereich.

Tabelle 54: Beschreibung der Clustertypen in Anlehnung an die Mittelwerte der Clusterlösungen für die jeweiligen Variablen (vgl. Tabelle 53). Die vorangestellte Zahl zeigt die Rangordnung der Mittelwerte. 1: höchster Wert, 3: niedrigster Wert

Fußtyp	Typ C 1	Typ C 2	Typ C 3
Breite	1: breit	2: eher schmal	3: schmal
Höhe	1: hoch	3: flach	2: eher flach
Zehenlänge Zehenform	2: mittel	3: lang, spitz	1: kurz, eckig
Abdruck			

Zur Darstellung der Verteilung der Fußtypen innerhalb der einzelnen Schuhgrößen ist eine Umrechnung der Fußlängen in das US-amerikanische Skalierungssystem erforderlich, da die für den Vergleich verwendeten Leisten in den USA gefertigt wurden (Umrechnungstabelle in Anhang 3). Die beim Schuhkauf übliche Zugabe für den Schubraum fand bei der Größenzuordnung keine Berücksichtigung.

Abbildung 64 veranschaulicht die Verteilung der 424 Probandinnen über die Schuhgrößen in *US Women*. Die Randgruppen sind nur spärlich vertreten. Mindestens zehn Datensätze liegen jeweils für die Größen *US Women* 6-10.5 vor.

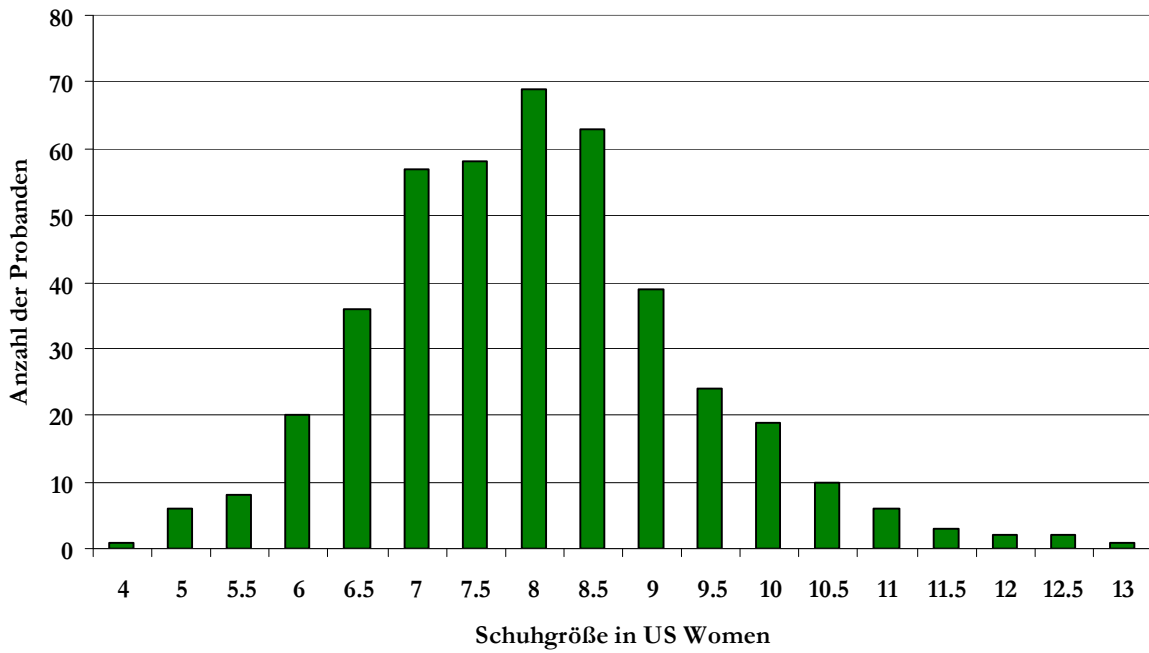


Abbildung 64: Anzahl der Probandinnen je Schuhgröße

Abbildung 65 bestätigt die Ergebnisse der Clusteranalyse im geschlechtsspezifischen Vergleich. Erneut zeigt sich ein sehr großer Anteil der voluminösen, breiten Füße in den kleineren Größen, wohingegen mit zunehmender Fußlänge die schmalen und flacheren Füße dominieren. In vielen großen Größen ist Cluster 1 nicht vertreten.

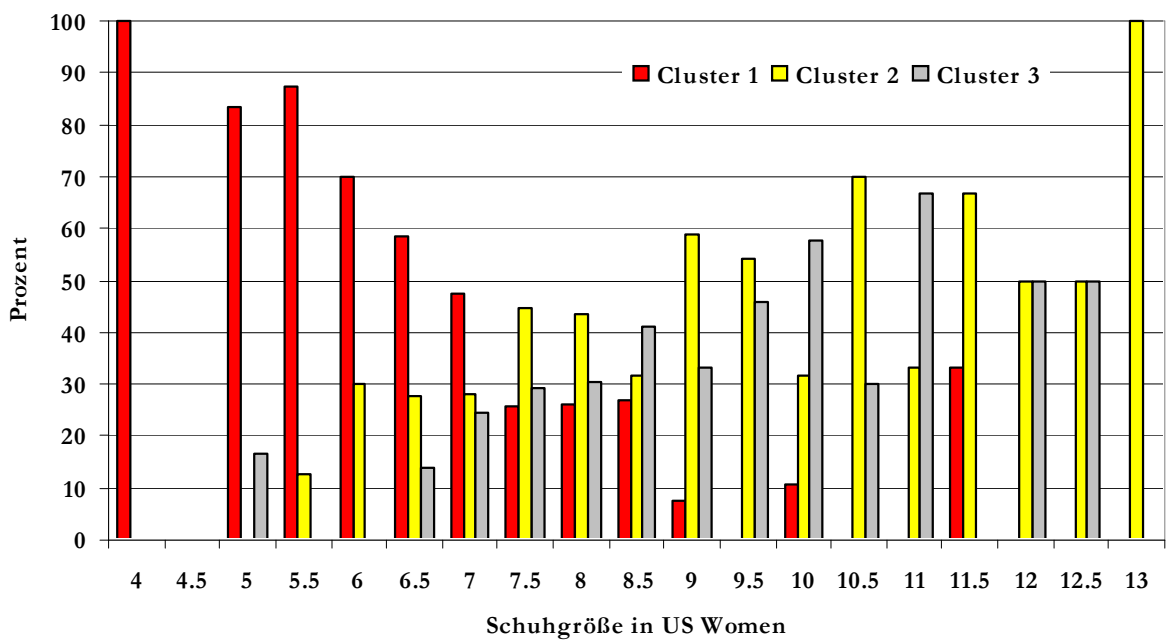


Abbildung 65: Verteilung der Cluster über die Schuhgrößen.

3.3.3 Deskriptive Darstellung der Fuß- und Leistenmaße

Der Vergleich der weiblichen Fußmaße und der Leistenmaße berücksichtigt den Mittelwert der Gesamtstichprobe („Grand Mean“) und die Mittelwerte der unterschiedlichen Cluster in der entsprechenden Größe. Da es sich bei den Absolutwerten der Leisten um nicht zu veröffentlichende, firmeninterne Daten handelt, wird in den jeweiligen Grafiken ein jeweils konstanter Betrag x in mm abgezogen. Absolute Unterschiede zwischen Fußform und Leistenform können so dargestellt werden, ohne dabei die vermessenen Leistenmaße bekannt zu geben.

3.3.3.1 Ballenlänge

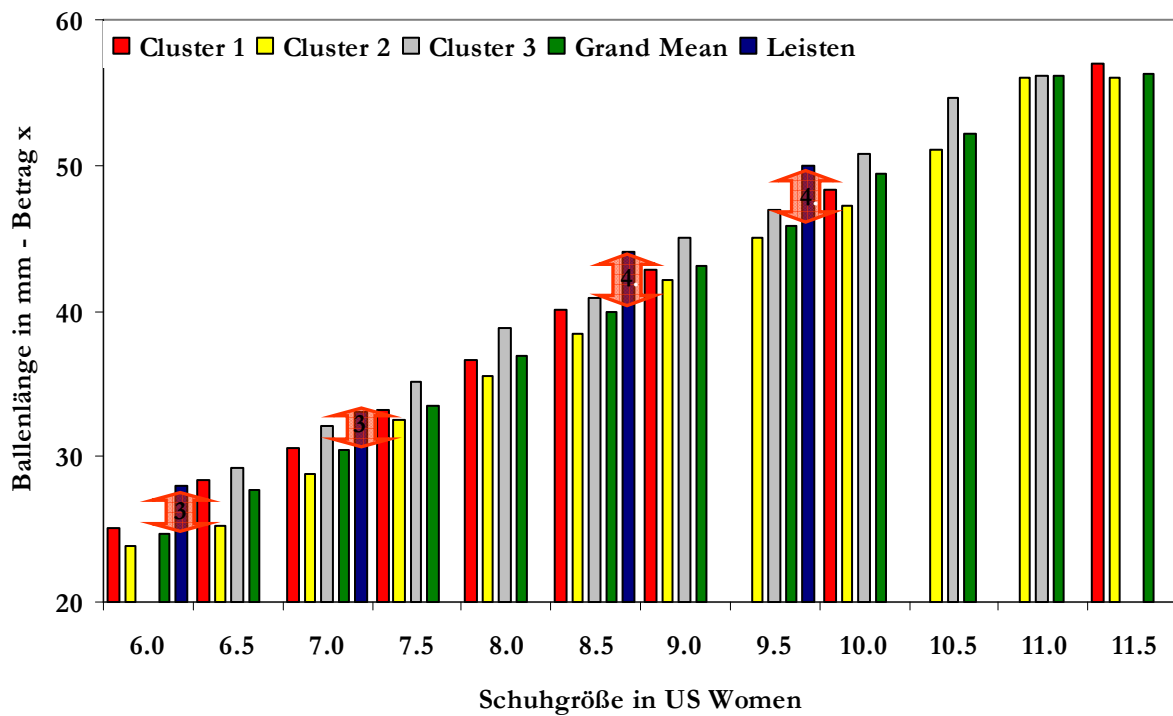


Abbildung 66: Vergleich der Mittelwerte der Ballenlänge der Cluster 1-3, der Gesamtstichprobe (Grand Mean) und der Leistenwerte in Größe US Women 6, 7, 8.5 und 9.5. Die Pfeile / Werte zeigen die Diskrepanz zwischen Leisten und Gesamtmittelwert [mm]

Bei der Ballenlänge liegt eine nahezu konstante Differenz zwischen Leisten und Fußmaßen vor, verglichen mit dem Gesamtmittelwert liegt dieser zwischen 2.5 und 4.1 mm. Berücksichtigt man die Dicke der Kompressionssocken von etwa 1 mm, so ist der Unterschied noch geringer.

3.3.3.2 Kleinzechenballenlänge

Zwischen der Kleinzechenballenlänge der weiblichen Stichprobe und den Leisten besteht eine deutliche Diskrepanz. Sie beträgt zwischen 15 und 20 mm, wenn man die beim Leisten vermessene Sockendicke mit einbezieht. Selbst Cluster 3, welches die längste Kleinzechenballenlänge hat, liegt deutlich weiter proximal am Fuß, als die entsprechende Stelle am Leisten. Allerdings zeigt sich keine Abhängigkeit von der Schuhgröße, da mit Ausnahme von US 7 die Unterschiede nahezu identisch sind.

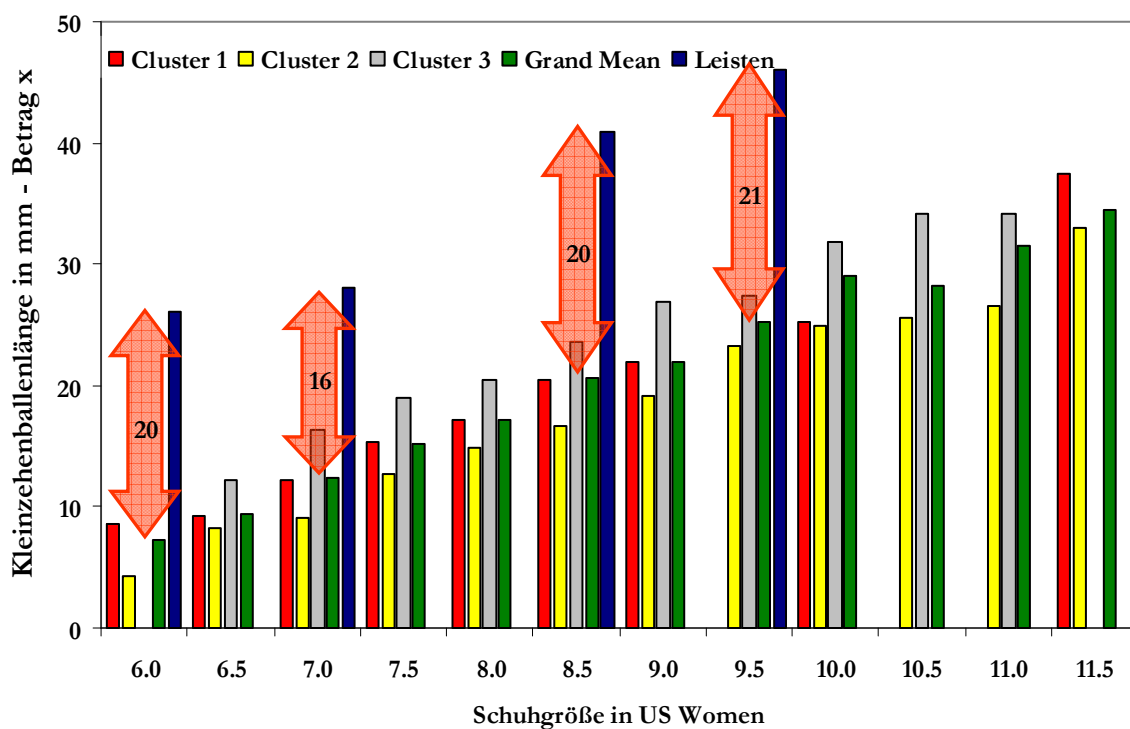


Abbildung 67: Vergleich der Mittelwerte der Kleinzechenballenlänge der Cluster 1-3, der Gesamtstichprobe (Grand Mean) und der Leistenwerte in Größe US Women 6, 7, 8,5 und 9,5. Die Pfeile / Werte zeigen die Diskrepanz zwischen Leisten und Gesamtmittelwert [mm]

3.3.3.3 Ballenbreite orthogonal

Die Diskrepanz der Ballenbreite zwischen Leisten und Gesamtmittelwert der Frauenfüße ist abhängig von der Fußlänge (Abbildung 68). Dies deutet auf eine unangemessene Gradierung der Ballenbreite hin. Während in Größe US 6 die Differenz unter Berücksichtigung der Sockendicke bei ≈ 1 mm liegt, beträgt der Unterschied in Größe US 9,5 ≈ 7 mm. Auffallend auch, dass sich die unterschiedlichen Cluster bei Betrachtung der Ballenbreite deutlich differenzieren. Die Unterschiede zwischen Leisten und Mittelwert sind etwa so groß, wie die zwischen den einzelnen

Clustern. In Größe US 8.5 beispielsweise beträgt die Differenz zwischen Leistenmaß und Gesamtmittelwert 5 mm. Beim Vergleich des Leistens mit Cluster 1 ist der Leisten etwa 1 mm schmäler als der Fuß.

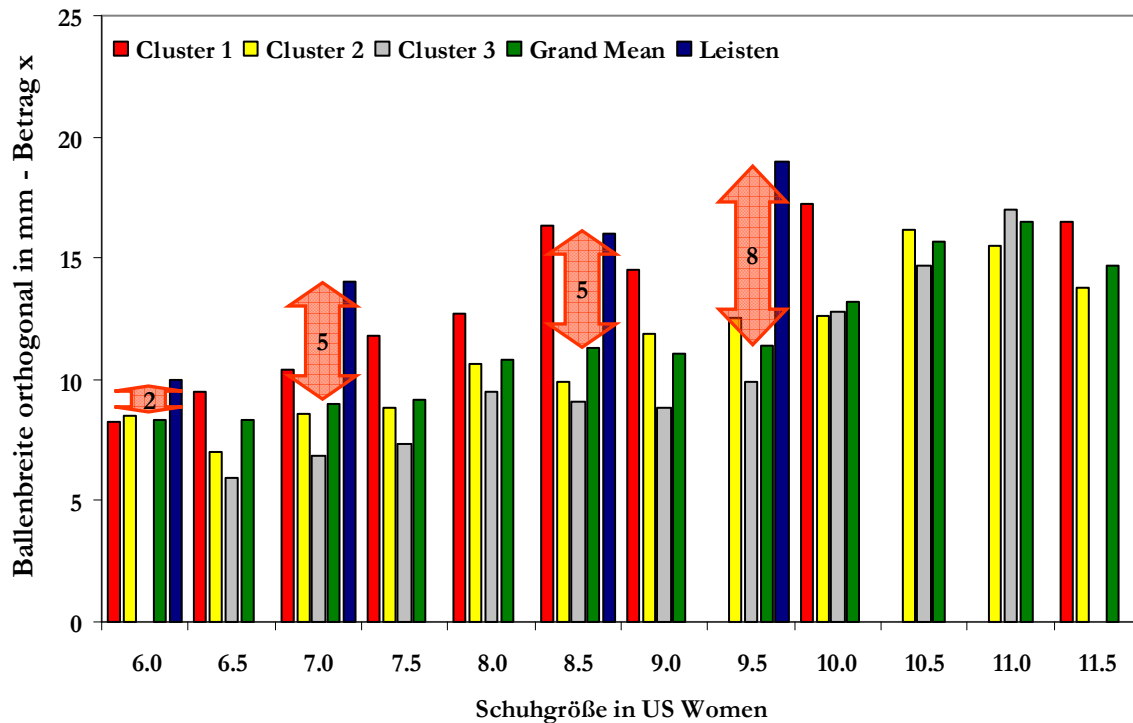


Abbildung 68: Vergleich der Mittelwerte der orthogonalen Ballenbreite der Cluster 1-3, der Gesamtstichprobe (Grand Mean) und der Leistenwerte in Größe US Women 6, 7, 8.5 und 9.5. Die Pfeile / Werte zeigen die Diskrepanz zwischen Leisten und Gesamtmittelwert [mm]

3.3.3.4 Fersbreite orthogonal

Abbildung 69 stellt die orthogonale Fersbreite dar und zeigt hierbei ein vergleichbares Bild zur orthogonalen Ballenbreite. Während in Größe US 6 ein Unterschied von lediglich 1-2 mm zwischen Leisten und Gesamtmittelwert der weiblichen Stichprobe vorliegt und sich dieser Unterschied beim Vergleich des Leistens mit dem Cluster 1 in dieser Größe praktisch aufhebt, unterscheiden sich die Leistenmaße in Größe US 9.5 vom Gesamtmittelwert mit 5 mm erheblich. Die Gradierung des Leistens ist der Gradierung des Clusters 1 für die Fersbreite sehr ähnlich, spiegelt aber weder die Gradierung des Gesamtmittelwerts noch die der anderen zwei Cluster wider.

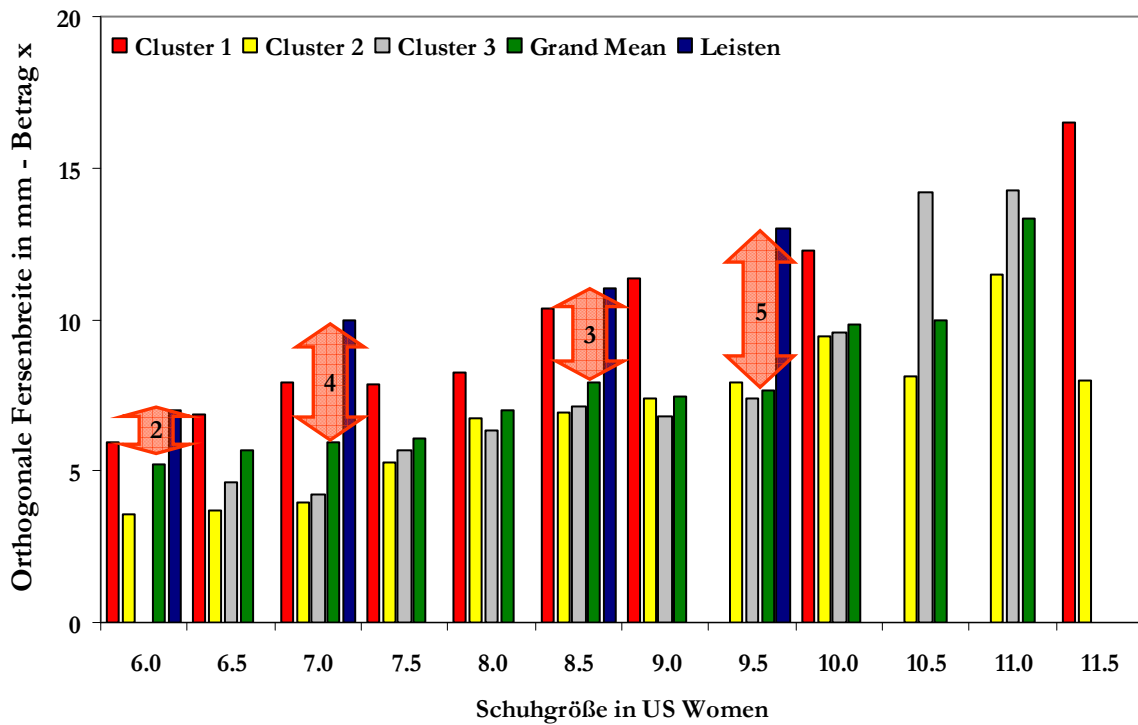


Abbildung 69: Vergleich der Mittelwerte der orthogonalen Fersenbreite der Cluster 1-3, der Gesamtstichprobe (Grand Mean) und der Leistenwerte in Größe US Women 6, 7, 8.5 und 9.5. Die Pfeile / Werte zeigen die Diskrepanz zwischen Leisten und Gesamtmittelwert [mm]

3.3.3.5 Zehenhöhe

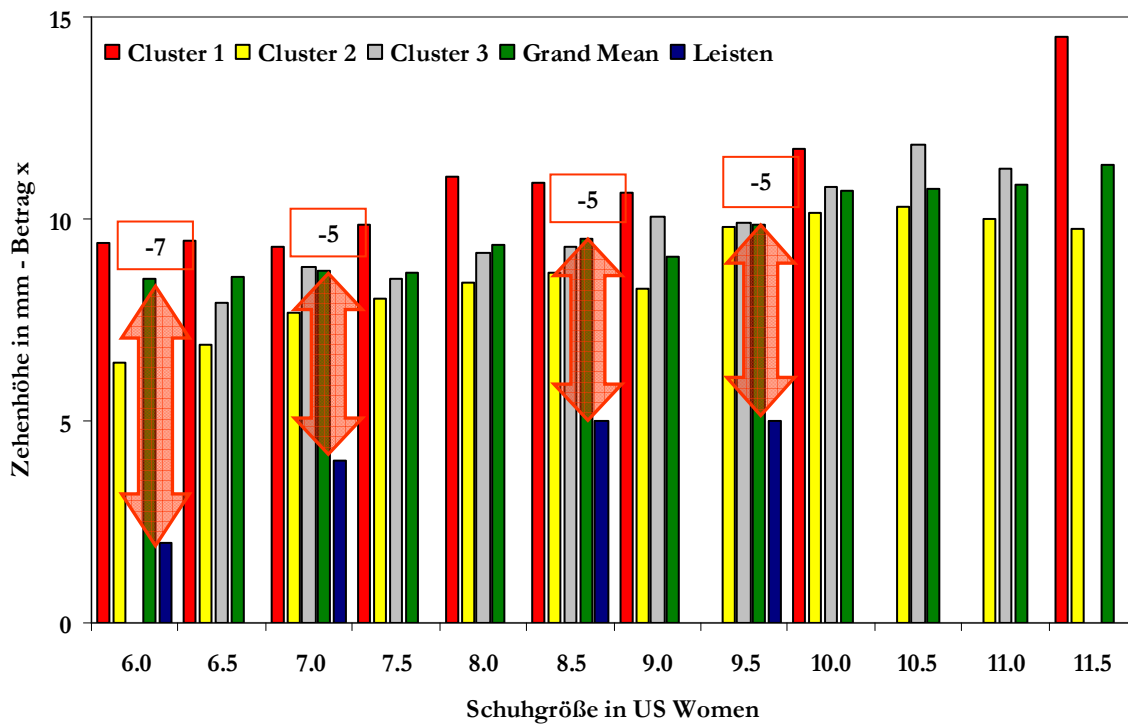


Abbildung 70: Vergleich der Mittelwerte der Zehenhöhe der Cluster 1-3, der Gesamtstichprobe (Grand Mean) und der Leistenwerte in Größe US Women 6, 7, 8.5 und 9.5. Die Pfeile / Werte zeigen die Diskrepanz zwischen Leisten und Gesamtmittelwert [mm].

Die Zehenhöhe (Abbildung 70) zeigt Ergebnisse, die sich deutlich von den zuvor beschriebenen Vergleichen unterscheiden. Erstmals liegt hier eine negative Diskrepanz zwischen Leisten und reellen Fußmaßen vor, unabhängig von der Clusterlösung und unabhängig von der Fußlänge. Die Unterschiede liegen bei Berücksichtigung der beim Leisten vermessenen Sockendicke zwischen 5 mm und 8 mm.

3.3.3.6 Fußhöhe bei 50% Fußlänge

Auch bei der Fußhöhe liegt eine deutliche Diskrepanz zwischen Leisten und Füßen vor, diese scheint mit zunehmender Schuhgröße etwas zuzunehmen (Abbildung 71). Verglichen mit dem Gesamtmittelwert ist der Leisten im Bereich der Fußhöhe bei 50% Fußlänge 15-20 mm höher (Sockendicke beim Leistenvermessen mit berechnet). Selbst die voluminösen Füße des Cluster 1 sind deutlich flacher als der Leisten (13-16 mm).

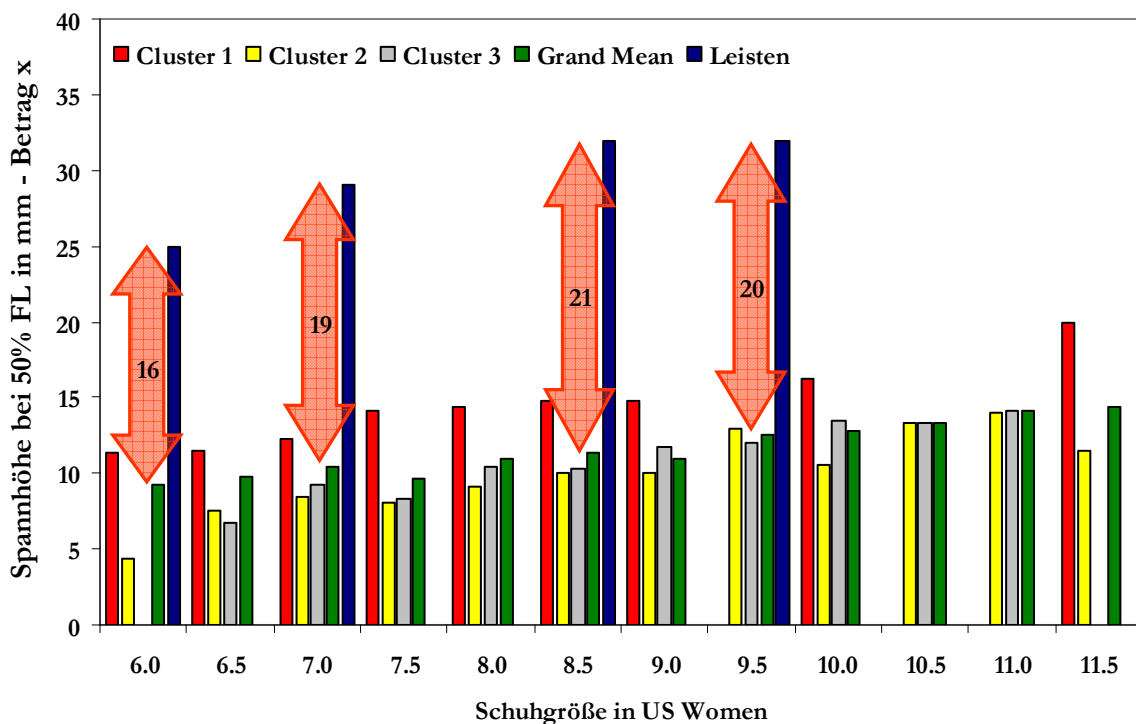


Abbildung 71: Vergleich der Mittelwerte der Fußhöhe bei 50% Fußlänge der Cluster 1-3, der Gesamtstichprobe und der Leistenwerte in Größe US Women 6, 7, 8.5 und 9.5. Die Pfeile / Werte zeigen die Diskrepanz zwischen Leisten und Gesamtmittelwert [mm]

3.3.3.7 Zusammenfassung des Vergleichs von Leisten und weiblicher Fußmorphologie

Tabelle 55 und Tabelle 56 fassen die Ergebnisse der vorhergehenden Seiten zusammen. Dabei sollen vor allem 3 Dinge hervorgehoben werden:

Ausgehend von einer Optimierung der Passform durch eine Annäherung der Leistenform an die Oberflächenform des Fußes interessiert zunächst die Differenz verschiedener Fußdimensionen des reellen Fußes im Vergleich zum Leisten. Dies wird in Tabelle 55 durch die Spalten *L-GM* (Leisten versus Grand Mean) in den entsprechenden Größen unter Verwendung des Gesamtmittelwertes dargestellt.

Des Weiteren haben die vorausgehenden Ergebnisse gezeigt, dass sich Füße durch ihre unterschiedlichen Höhen-, Breiten- und Längenproportionen zum Teil maßgeblich voneinander unterscheiden und die alleinige Betrachtung des Mittelwertes die tatsächliche Fußmorphologie der Läuferinnen nur unzureichend widerspiegelt. Die Spalten $\Delta Cluster$ geben die maximale Differenz zwischen den Clustern an und zeigen, wie groß die Diskrepanz zwischen den unterschiedlichen Clustern im Vergleich zur Diskrepanz zwischen Gesamtmittelwert und Leisten ist. Hieraus lässt sich ggf. ableiten, in welchen Fußdimensionen eine Orientierung an den unterschiedlichen Clusterlösungen von Nöten ist und in welchen darauf verzichtet werden kann.

Der letzte Punkt ist der Vergleich der Gradierung. Die Breiten-, Höhen- bzw. Längenzunahme eines Leistens von einer Größe zur nächsten sollte dem tatsächlichen Zuwachs des reellen Fußes entsprechen, da sich ansonsten mit jedem Gradierungsschritt die Passform des Leistens zunehmend von der Form des tatsächlichen Fußes entfernt. Die Spalte ΔGM in Tabelle 56 gibt die Differenz in mm zwischen US 6 und US 9.5 für die entsprechende Variable wieder, ΔL die des Leistens. Spalte *Diff* stellt die Differenz zwischen der Gesamtgradierung des Fußes und der des Leistens zwischen Größe US 6 und US 9.5 dar. Je größer die Differenz, desto weniger stimmen die Gradierungsschritte des Leistens mit dem der Füße (Gesamtmittelwert) überein. Die Tabelle beinhaltet keine Informationen darüber, inwieweit die Gradierung des Leistens mit der der einzelnen Fußtypen übereinstimmt.

Tabelle 55: Zusammenfassung des Vergleichs der Fuß- und Leistenmaße Teil I: Δ Cluster gibt die maximale Differenz in mm zwischen den Clustern wieder. L - GM beschreibt die Differenz zwischen Leisten und Gesamtmittelwert in der entsprechenden Größe

Variable	Women US 6		Women US 7		Women US 8.5		Women US 9.5	
	Δ Cluster	L - GM	Δ Cluster	L - GM	Δ Cluster	L - GM	Δ Cluster	L - GM
Ballenlänge [mm]	1.3	3.3	3.9	2.5	2.4	4.1	2.0	4.1
Kleinzehenballenlänge [mm]	4.3	18.8	7.2	15.6	6.9	20.4	4.1	20.8
Ballenbreite orthogonal [mm]	0.3	1.7	3.6	5.0	7.2	4.7	2.7	7.6
Fersenbreite orthogonal [mm]	2.3	1.8	4.0	4.1	3.5	3.1	0.5	5.3
Zehenhöhe [mm]	3.0	-6.5	1.7	-4.7	2.2	-4.5	0.1	-4.9
Fußhöhe bei 50% FL [mm]	6.9	15.7	3.9	18.5	4.7	20.6	0.9	19.5

Tabelle 56: Zusammenfassung des Vergleichs der Fuß- und Leistenmaße Teil II: Δ GM ist die Differenz des Gesamtmittelwerts zwischen US 6 und 9.5 und Δ L die diesbezügliche Differenz beim Leisten. Diff steht für die Differenz zwischen diesen zwei Werten. [GM= Grand Mean; L= Leisten].

Variable	Women US 6 - 9.5		
	Δ GM	Δ L	Diff
Ballenlänge [mm]	21.2	22.0	0.8
Kleinzehenballenlänge [mm]	21.8	20.0	0.2
Ballenbreite orthogonal [mm]	3.1	9.0	5.9
Fersenbreite orthogonal [mm]	2.5	6.0	3.5
Zehenhöhe [mm]	1.4	3.0	1.6
Fußhöhe bei 50% FL [mm]	3.3	7.0	3.7

Die *Ballenlänge* zeigt über alle 4 betrachteten Größen eine konstante Diskrepanz zwischen Leisten- und Fußmaßen. Da die weiteste Stelle des Ballens am Leisten über eine Länge von etwa 5 mm nahezu gleichbleibend ist und die Leistenmaße in allen Dimensionen aufgrund des bei der Messung verwendeten Kompressionssockens um etwa 1 mm überschätzt wird, sind die Unterschiede als klein einzuordnen. Auch der Unterschied zwischen Leistenmaß und den einzelnen Clustern bewegt sich auf einem geringen Niveau. Bei Betrachtung der Gradierung von Größe US 6 - US 9.5 ist zwischen Leisten und Gesamtmittelwert praktisch kein Unterschied vorhanden.

Die *Kleinzehenballenlänge* zeigt über alle Größen eine nahezu konstante, deutliche Diskrepanz zwischen Fuß- und Leistenmaßen. Die vorhandenen Clusterunterschiede fallen dabei nur sekundär ins Gewicht, da sie verglichen mit dem Gesamtunterschied nur $\approx 0.2 - 0.5$ -mal so groß sind. Die

Gradierung ist erneut unauffällig, bei einer Differenz von 0.2 mm ist diese für reelle Füße und Leisten nahezu identisch.

Orthogonale Ballen- und Fersenbreite können gemeinsam erläutert werden, da sie sich sehr ähnlich verhalten. Der Unterschied zwischen Leisten und Fuß ist stark größenabhängig. Während dieser in US 6 bei Berücksichtigung der Sockendicke weniger als 1 mm beträgt, liegt für beide Maße in Größe US 9.5 eine Diskrepanz von $\approx 5-7$ mm vor. Anders als in den zuvor beschriebenen Größen sind die Unterschiede zwischen den einzelnen Fußtypen vergleichbar mit den Unterschieden zwischen Leisten und Gesamtmittelwert. Das Leistenmaß spiegelt die Breitenverhältnisse von Cluster 1 mit einer Differenz von $\approx 1-2$ mm recht gut wieder. Die Übereinstimmung mit Cluster 2 und 3 ist dagegen schlechter als die Übereinstimmung mit dem Gesamtmittelwert. Die Gradierung weist einen Unterschied von 3.5 – 5.9 mm auf.

Die *Zehenhöhe* zeigt in Relation zu den Absolutwerten die deutlichsten Diskrepanzen zwischen Leisten und Gesamtmittelwert und dies über alle Größen. Die Unterschiede zwischen den Clustern sind maximal halb so groß. Die Gradierung weist einen Unterschied von 1.6 mm vor.

Bei der *Fußhöhe bei 50% Fußlänge* fällt vor allem die Differenz zwischen Leisten und Gesamtmittelmaß auf. Dieser liegt über alle Größen hinweg bei etwa 15-20 mm. Auch das Cluster 1 mit dem höchsten Spann unterscheidet sich mit etwa 13-17 mm erheblich vom Leisten. Die Höhenzunahme über die betrachteten Größen weist eine Differenz von knapp 4 mm auf.

3.3.4 Gradierungsoptimierung unter Berücksichtigung der weiblichen Fußmorphologie

Im Rahmen der Bearbeitung der Fragestellung 2 wurde in der vorliegenden Untersuchung ein Ansatz zur Optimierung der Leistengradierung vorgenommen, der weitere Rechenoperationen erforderlich machte. Dieser entstand in der Auseinandersetzung mit den zuvor beschriebenen Ergebnissen. Obwohl der Ergebnisteil einer Arbeit in der Regel keine Interpretation der Daten beinhaltet, ist es für das Verständnis des Lesers erforderlich, einige Schlussfolgerungen aus den zuvor beschriebenen Ergebnissen vorwegzunehmen, um die folgenden Schritte nachvollziehbar zu machen. An dieser Stelle sei angemerkt, dass sich dieses Unterkapitel lediglich auf die Optimierung der Gradierung und nicht auf die gesamte Frauenlaufschuhkonzeption bezieht. Zuvor beschriebene Diskrepanzen zwischen Ist und Soll werden in diesem Teil der Arbeit noch nicht aufgegriffen, sondern sind Teil der Diskussion.

3.3.4.1 Ausgangssituation

Die geschlechtsspezifische Analyse der Fußmorphologie konnte zeigen, dass die Unterteilung der Füße in unterschiedliche Typen erforderlich ist, um geschlechts- und größen-spezifische Charak-

teristika zu beschreiben, die bei alleiniger Verwendung normalisierter Daten oder bei einem auf nur wenige Größen begrenzten Vergleich nicht zu Tage treten. Zudem konnte gezeigt werden, dass die Verwendung eines Männerleistens für Frauen innerhalb einer Schuhgröße mit Schwierigkeiten verbunden ist, da sich die Proportionen der Füße relativ gesehen zwischen den Geschlechtern zwar ähnlich verhalten, jedoch einen direkten Transfer innerhalb einer Größe aufgrund der vorhandenen Verschiebung zwischen den Fußlängen nicht erlauben.

Die weitergehende Analyse beim Vergleich der Frauenfüße mit einem exemplarischen Laufschu-leisten, der sowohl für Männer-, als auch für Frauenlaufschuhe Verwendung findet, führte zu folgenden Ergebnissen:

Die Gradierung für Ballen- und Kleinzehenballenlänge von einer Größe zur nächsten entspricht nahezu der Gradierung der wahren Fußform. Eine Optimierung erscheint in diesem Falle nicht erforderlich.

Die Diskrepanz zwischen der Zehenhöhe des Leistens und der Zehenhöhe der vermessenen Füße ist verglichen mit der Differenz der Gradierung erheblich und wird in der folgenden Diskussion thematisiert. Von einer Anpassung der Gradierung wird abgesehen.

Die Spannhöhe weist eine große Diskrepanz zwischen Leisten und Fuß auf, die den Unterschied zwischen den Clustern dominiert. Bei der Definition der Spannhöhe im Leisten muss die Höhe der Einlegesohle berücksichtigt werden. Die Schnürung bietet zudem eine Möglichkeit, die Passform individuell anzupassen. Aus diesen Gründen ist die Spannhöhe hinsichtlich der Passform nicht so sensibel wie die Breite eines Leistens. Trotzdem soll im Rahmen der Gradierungsoptimierung auch die Höhe des Fußes mit berücksichtigt werden, da diese zusammen mit der Fußbreite den primären Diskriminierungsfaktor zwischen den Fußtypen darstellt.

Klar gestaltet sich die Situation für die Fersen- und Ballenbreite. Die Diskrepanz zwischen Leisten und Fuß ist hier zum einen von der Größe des Fußes und zum anderen vom Fußtyp abhängig. Bei kleinen Füßen ist der Leisten zu klein, bei großen Füßen zu groß. Der Leisten wird Cluster 1 nahezu gerecht, für Cluster 2 und 3 passt er umso schlechter. Es zeigt sich, dass die Berechnung der Mittelwerte innerhalb der Schuhgrößen nicht den goldenen Mittelweg darstellt, sondern einen Kompromiss zwischen den sehr weiten und den sehr schmalen Füßen. Sie wird demnach keinem der Cluster wirklich gerecht. Ergänzend muss vermutet werden, dass die Diskrepanzen in den extremen Randgrößen noch deutlicher werden, da die Gradierungsschritte beim Leisten linear sind und sich demnach der Unterschied zwischen Gesamtleisten- und Fußgradierung mit zunehmender bzw. abnehmender Fußlänge vergrößert.

Zum Verständnis der folgenden Gradierungsoptimierung werden einige Vorannahmen und Voraussetzungen definiert. Die Gradierung bestimmt den Zuwachs bzw. die Abnahme spezifischer

Leistendimensionen (z. B. Breiten- bzw. Weitenmaße) von einer Größe zur nächsten. Dafür ist jedoch ein Ausgangspunkt erforderlich, der als Wert feststeht und von dem die Gradierung auf- bzw. abwärts erfolgt. Normalerweise dient hierfür der Prototyp, der auch als *Masterpiece* bezeichnet wird, da er den Ursprungsleisten für alle weiteren Größenmodifikationen darstellt. Im vorliegenden Beispiel ist dieser Wert der Mittelwert aller Cluster der entsprechenden Variablen in Größe *US Women 8*, da diese die am häufigsten repräsentierte Größe ist. Die berechneten Gradierungsschritte können jedoch ohne weiteres auch auf andere Ausgangswerte übertragen werden.

Aufgrund der in der Ausgangssituation erläuterten Sachverhalte und Vorannahmen sollten bei der Gradierungsoptimierung folgende Punkte beachtet werden:

1. Berücksichtigung der Ballenbreite, Fersbreite und Spannhöhe.
2. Berücksichtigung der Fußtypen bei der Gradierungsoptimierung.
3. Die Gradierung erfolgt auf- bzw. abwärts vom Mittelwert der Größe *US Women 8*

3.3.4.2 Gradierungsumsetzung

Abbildung 72 stellt verschiedene Ansätze zur Optimierung der Leistengradierung dar. Zunächst besteht die Möglichkeit, das bisherige lineare Gradierungsverfahren anzupassen, um die Diskrepanzen zwischen Leisten- und Fußform zu reduzieren. Um hierbei unterschiedlichen Fußtypen gerecht zu werden, wäre für jeden Fußtyp ein eigenes Gradierungsverfahren erforderlich (rötliche Kästen). Großer Vorteil dieses Verfahrens ist die Berücksichtigung aller Fußtypen am Markt, so dass nahezu jede Läuferin den für sie passenden Schuh finden können sollte. Leider hat dieses System auch Nachteile: zum einen wäre die Entwicklung von drei Leisten mit enormen Kosten verbunden, zum anderen müssten in der anschließende Produktion und im Verkauf für jede Größe alle drei Leistenformen zur Verfügung stehen. Dies ist aus finanzieller und organisatorischer Sicht nur schwer umsetzbar.

Als Alternative zu derzeit gängigen linearen Gradierungsverfahren (proportionale Gradierung, arithmetische Gradierung, vgl. hierzu Kapitel 1.3.2), wäre ein nicht-lineares Modell denkbar. Die Gradierungsschritte werden hierbei von einer zur nächsten Größe in Abhängigkeit des dominierenden Fußtyps definiert. Auch bei diesem nicht-linearen Gradierungsverfahren (NLGV) sind verschiedene Ansätze möglich. Grundsätzlich kann man unabhängig von der derzeitigen Vorgehensweise im Leistenbau die Gradierungsschritte über alle Größen anpassen (grüne Kästen). Die Gradierungsschritte zwischen den einzelnen Schuhgrößen werden dann, je nach vorherrschendem Cluster in der jeweiligen Größe, angepasst. Diese Lösung wird im Folgenden berücksichtigt. Alternativ hierzu ist es jedoch auch denkbar, einen Kompromiss zwischen der herkömmlichen und der überarbeiteten Gradierung vorzunehmen. In diesem Fall würden unter der Annahme, dass die

Prototypen aufgrund von zahlreichen Tragetests hinsichtlich ihrer Passform optimiert wurden, die Gradierungsschritte nur für die kleineren und größeren Größen angepasst, die häufig nicht Gegenstand der gängigen Qualitätssicherungsverfahren sind (grauer Kasten), während in den Hauptgrößen die Gradierungsschritte der Hersteller übernommen werden.

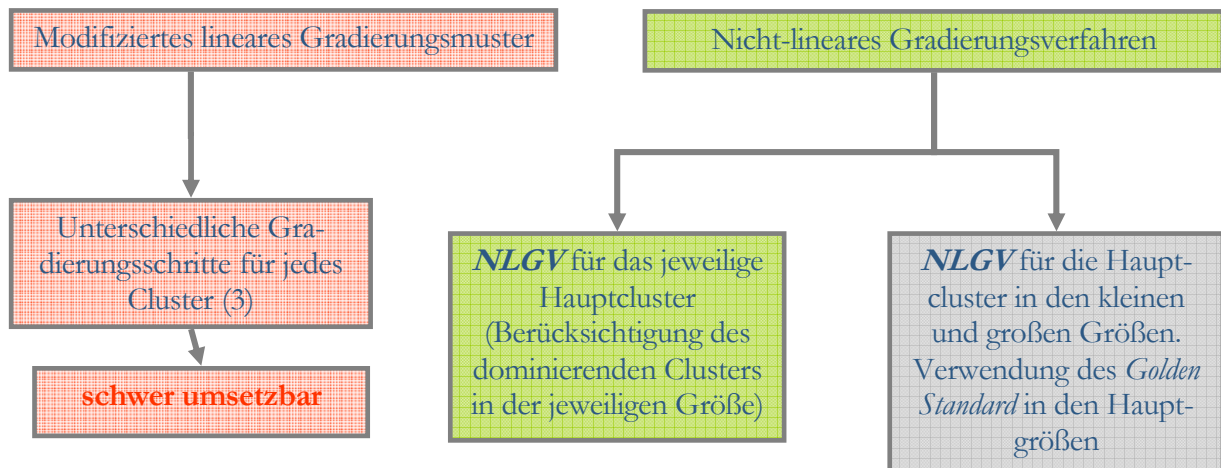


Abbildung 72: Verschiedene Ansätze zur Optimierung der Leistengradierung

Bestimmung der Hauptclustergruppen (Clustermix)

Abbildung 73 illustriert die Bestimmung des dominierenden Fußtyps je Größe. Hierzu wurden insgesamt drei Hauptclustergruppen gebildet, die jeweils mehr als 50% der Gesamtstichprobe der jeweiligen Schuhgrößen repräsentieren. Clustergruppe 1 von Größe US Women 4 - 6.5 enthält nur Probandinnen des Clusters 1 mit den voluminösen Füßen. Zwischen US 7 und US 8.5 sind alle Cluster ähnlich häufig vertreten, keines der Cluster dominiert mit mehr als 50%. Hier wurden alle Clustergruppen bei der Berechnung der Gradierungsschritte berücksichtigt. Clustergruppe 3 von US 9 – US 13 beinhaltet sowohl Füße aus Cluster 2, als auch aus Cluster 3. Eine weitere Differenzierung zwischen diesen zwei Clustern ist nicht sinnvoll, da sie keinem in Abhängigkeit von der Fußgröße bestimmten Muster folgen. Zudem differenzieren sie sich beide hinsichtlich der Fußbreite und -höhe maßgeblich von Cluster 1. Untereinander unterscheiden sie sich vor allem im Hinblick auf die Groß- und Kleinzehenballenlänge, die bei der hier vorgestellten Gradierungsoptimierung nicht berücksichtigt werden.

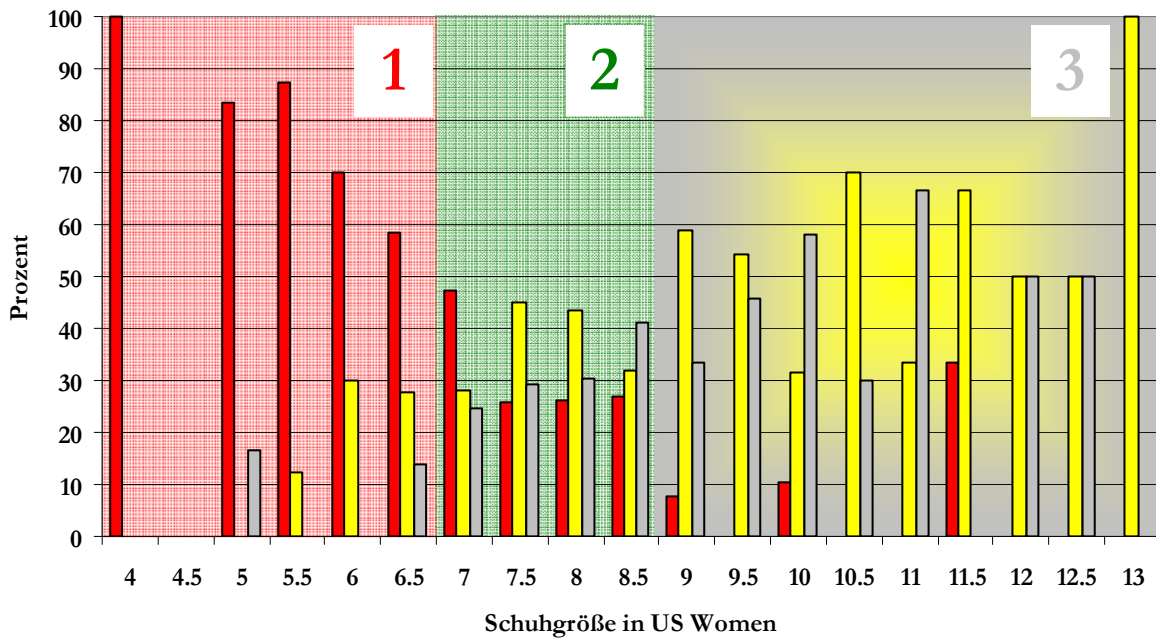


Abbildung 73: Clustermix: Einteilung der Hauptclustergruppen in Anlehnung an die Häufigkeitsverteilung der Cluster über die Schuhgrößen [%]

Gradierungsschritte des Clustermix

Abbildung 74 illustriert die Weitenzunahme des Clustermix am Beispiel der Ballenbreite. Auch hier wurden die Absolutwerte verblindet, indem ein feststehender Betrag x von jeder Ballenbreite abgezogen wurde. Bei dieser und der folgenden Abbildung (Abbildung 75) wurden die Cluster wie zuvor beschrieben gruppiert. Auffallend in beiden Schaubildern ist der in rot markierte Rückschritt der Weite bei einem vorliegenden Clustergruppenwechsel (Größe US 7 und 9). Zudem sind die Gradierungsschritte zum Teil ungleichmäßig. Besonders in der unteren Abbildung ist dies im Bereich der Randgrößen zu sehen, die in manchen Größen durch weniger als sechs Probanden repräsentiert werden.

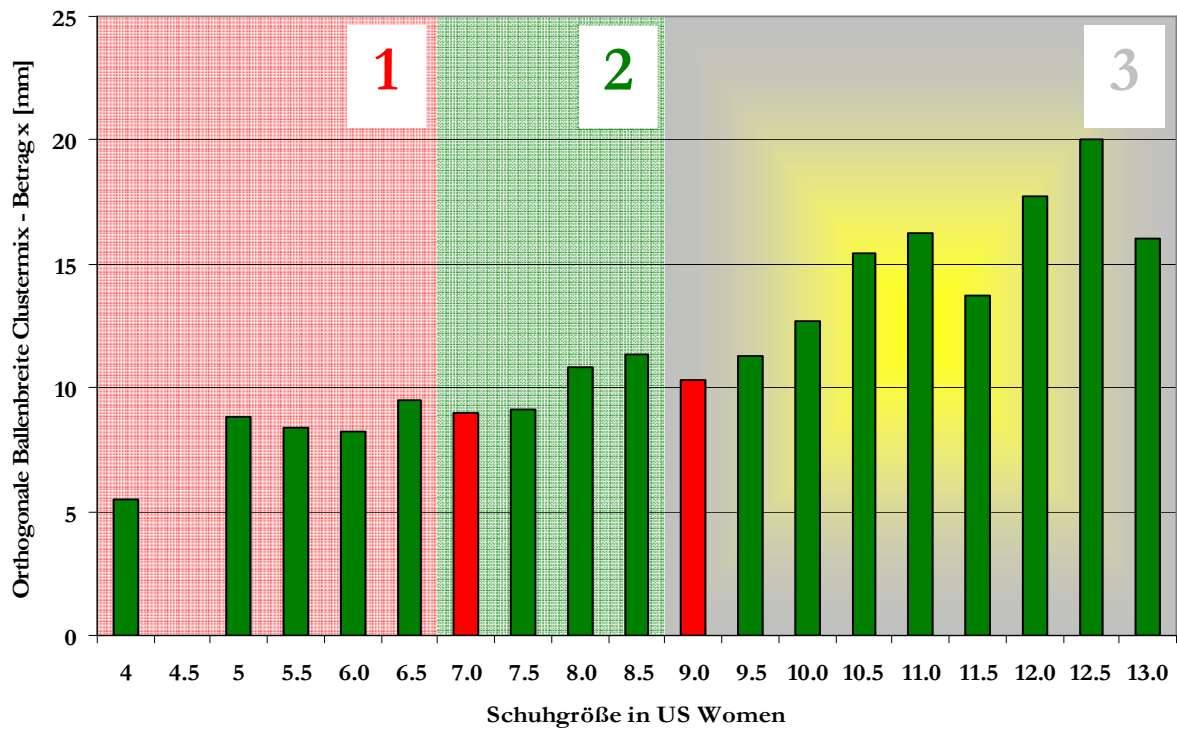


Abbildung 74: Vergleich der orthogonalen Ballenbreite des Clustermix (Größe US 4-6.5: Cluster 1; Größe US 7-8.5 Cluster 1-3, Größe 9-13: Cluster 2 und 3)

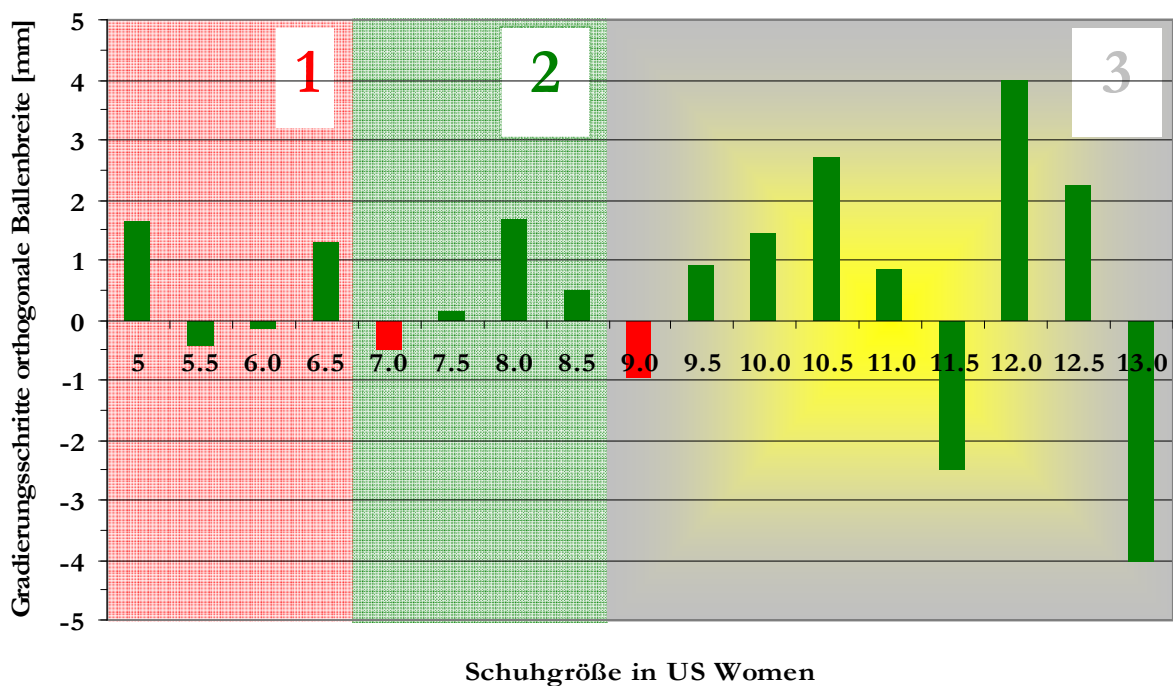


Abbildung 75: Gradierungsschritte der orthogonalen Ballenbreite für den Clustermix (Größe US 4-6.5: Cluster 1; Größe US 7-8.5 Cluster 1-3, Größe 9-13: Cluster 2 und 3)

Tabelle 57 fasst die Gradierungsschritte aller berücksichtigten Fußmaße zusammen. Auch hier wurde der Gradierungsrückschritt der Clusterwechselgrößen rot markiert. Tabelle 58 zeigt die Gesamtgradierung über alle Größe (**AG** = *US Women* 4 bis 13) und die Gesamtgradierung der Hauptgrößen, die durch mindestens 5 Probanden repräsentiert werden (**HG** = *US Women* 5.5 bis 10.5). Sie spiegeln die Summe der jeweiligen Gradierungsschritte wider. Wie bereits beispielhaft an der Ballenbreite illustriert wurde, ist auch bei den anderen zwei Fußmaßen Fersenbreite und Fußhöhe jeweils ein Gradierungsrückschritt bei einem vorliegenden Clustergruppenwechsel. Auch hier zeigen sich unregelmäßige Gradierungsschritte, insbesondere in den Randgrößen.

Tabelle 57: Darstellung der Gradierungsschritte der orthogonalen Ballen- und Fersenbreite sowie der Fußhöhe bei 50% Fußlänge. Gradierung 5 entspricht dem Schritt von US 4.5 auf US 5 u. s. w.. Die rot markierten Felder kennzeichnen die Gradierungsschritte, bei denen ein Wechsel der Clustergruppen vorliegt

Gradierung Variable	5	5.5	6	6.5	7	7.5	8	8.5	9	9.5	10	10.5	11	11.5	12	12.5	13
Ballenbreite	1.7	-0.4	-0.1	1.3	-0.5	0.1	1.7	0.5	-1.0	0.9	1.5	2.7	0.8	-2.5	4.0	2.3	-4.0
Fersenbreite	1.2	0.6	1.1	0.9	-0.9	0.2	0.9	0.9	-0.8	0.6	1.8	1.7	1.7	-4.9	3.0	1.5	0.0
Fußhöhe 50%	2.1	0.3	1.0	0.1	-1.0	-0.8	1.2	0.5	-0.5	1.6	-0.5	1.3	0.7	-2.6	4.5	2.0	0.0
N	1-5	7	14	21	57	58	69	63	36	19	13	9	4	3	2	2	1

Tabelle 58: Darstellung der aufsummierten Gradierung. **AG**= Alle Größen: beschreibt die Gesamtgradierung über alle Größen (US 4-13). **HG**= Hauptgrößen: beinhaltet die Gradierungsschritte von US 5.5 bis 10.5 (n≥5)

Gradierung Variable	AG	HG
Ballenbreite	8.9	6.6
Fersenbreite	9.4	6.9
Fußhöhe	10.0	3.2
N	371	384

Gradierungssystemansätze

Zur Kalkulation des neuen Gradierungssystems wurden zwei verschiedene Ansätze verfolgt. Die zugrunde liegenden Werte der einzelnen Fußmaße sind die Mittelwerte des/der dominierenden Cluster(s) in den jeweiligen Schuhgrößen (vgl. Beispiel in Abbildung 74).

Ansatz 1: Gradierung aus dem Mittelwert der Hauptgrößen (Abbildung 76): Dieser Ansatz basiert auf der Annahme, dass die Verwendung von Gradierungsschritten der Hauptgrößen, die durch mindestens fünf Probandinnen repräsentiert werden, zu einer Lösung mit annähernd normal verteilten Daten führt.

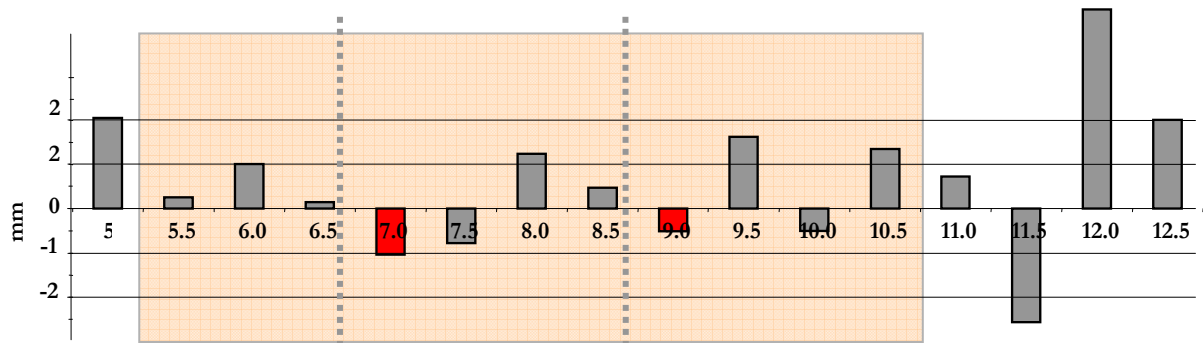


Abbildung 76: Schematische Darstellung der für den Gradierungsansatz 1 verwendeten Gradierungsschritte (farblich unterlegt)

Die jeweiligen Gradierungsschritte der einzelnen Gruppen wurden im Anschluss gemittelt, um zu starke Schwankungen zu vermeiden.

Gradierungsgruppe I: US Women Größe 4 to 6.5

- Gradierung: Mittelwert der Gradierungsschritte von US Women 5 bis 6.5 (3 Schritte) [d]

Gradierungsgruppe II: US Women Größe 7 to 8.5

- Rückschritt von Größe 6.5 auf 7

- Gradierung: Mittelwert der Gradierungsschritte von US Women 7 bis 8.5 (3 Schritte) [m]

Gradierungsgruppe III: US Women Größe 9 bis 12.5

- Rückschritt von Größe 8.5 auf 9

- Gradierung: Mittelwert der Größen US Women 9 bis 10.5 (3 Schritte) [u]

Das Ergebnis des vorgestellten Ansatzes 1 ist in der folgenden Abbildung 77 dargestellt. Die der Berechnung zugrunde liegenden Hauptgrößen sind farblich unterlegt. Ausgehend vom *Masterpiece* in Größe US 8 wird positiv zu den größeren Leisten und negativ zu den kleineren Leisten gradiert.

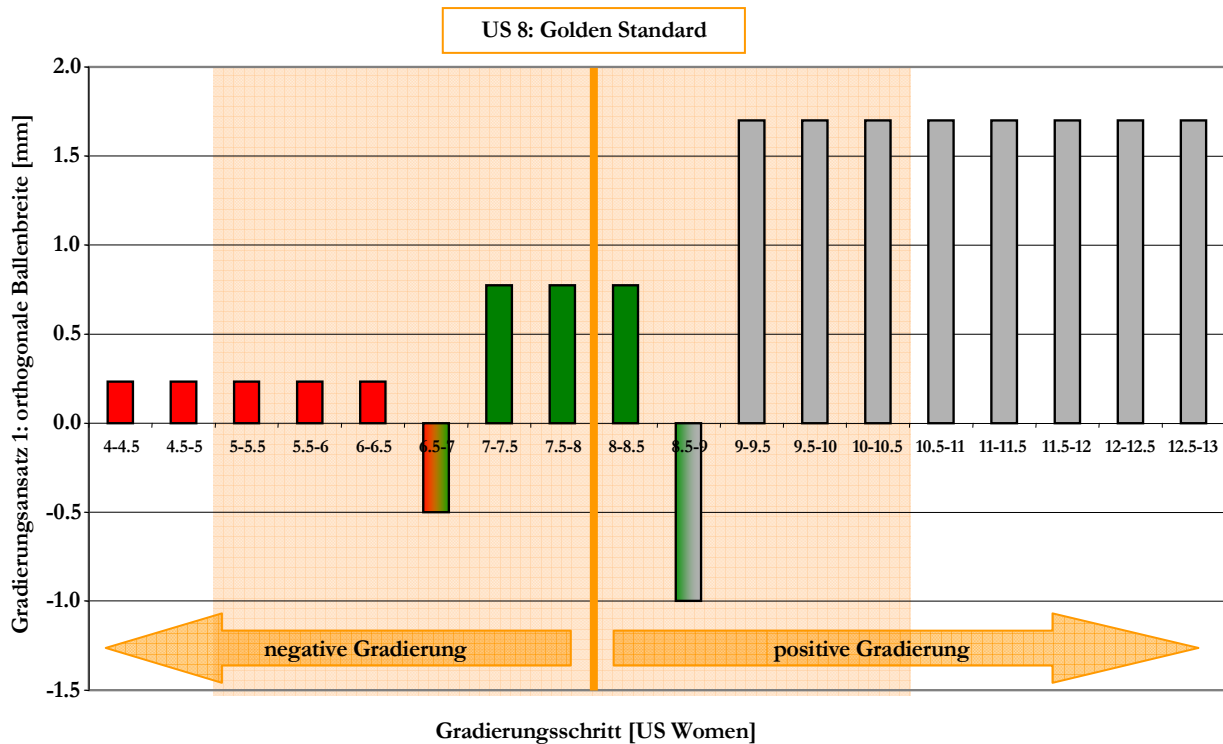


Abbildung 77: Gradierungsschritte der einzelnen Clusterschritte für Ansatz 1 am Beispiel der orthogonalen Ballenbreite. Von der häufigsten Größe US 8 wird auf- bzw. abgradiert. Der farblich hinterlegte Bereich kennzeichnet die Gradierungsschritte, die der Berechnung zugrunde lagen. Die jeweiligen Balken sind in Anlehnung an die Clustergruppen farblich kodiert

Der Gradierungsrückschritt von US 6.5 auf 7 und 8.5 auf 9 ist praktisch nicht umsetzbar, da beim Schuhkauf eine negative Diskrepanz der Fußbreite bei größer werdender Schuhgröße nicht möglich ist. Aus diesem Grund wurde in einem weiteren Schritt der Rückschritt in die Mittelwertberechnung der Clustergruppe 2 und 3 mit einberechnet (vgl. Abbildung 78).

Die folgenden Formeln beschreiben die zugrunde liegenden Rechenoperationen, wobei **[d]** für die gemittelten Gradierungsschritte der Gradierungsgruppe 1 (US 5.5 bis US 6), **[m]** für die gemittelten Schritte der Gradierungsgruppe 2 (US 7 bis US 8.5) und **[u]** für die gemittelten Schritte der Gradierungsgruppe 3 (US 9 bis US 10.5) stehen. **[SB7]** ist der Rückschritt von US 6.5 auf US 7, **[SB9]** ist der Rückschritt von US 8.5 auf US 9.

Für die negative Gradierung von US 6.5 bis US 4 ergibt sich folgender Rechenweg:

$$\frac{(5 \times d)}{5} = \text{Gradierung US 4 bis US 6.5 in mm.}$$

Für die negative Gradierung von US 8 bis US 6.5 und die positive Gradierung von US 8 bis US 8.5 ergibt sich folgender Rechenweg:

$$\frac{(3 \times m) + [ST7]}{4} = \text{Gradierung US 6.5 bis US 8.5 in mm}$$

Für die positive Gradierung von US 8.5 bis US 13 ergibt sich folgender Rechenweg:

$$\frac{(8 \times u) + [ST9]}{9} = \text{Gradierung US 8.5 bis US 13 in mm.}$$

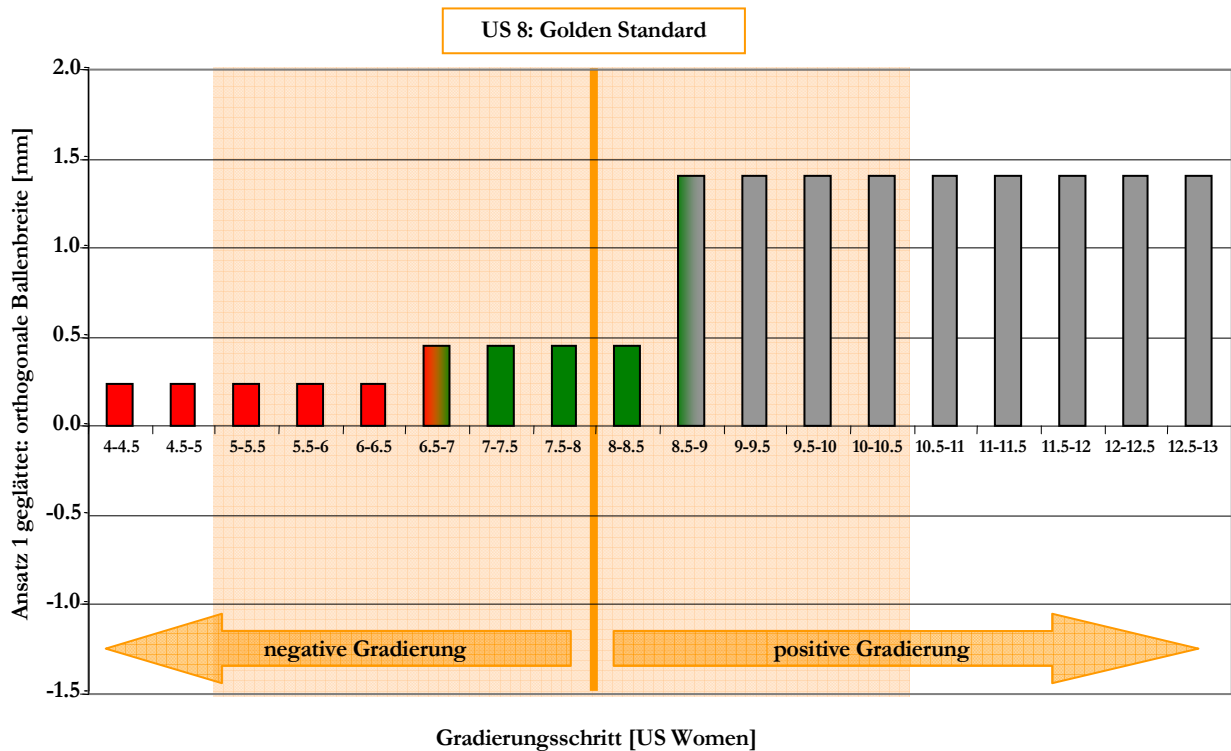


Abbildung 78: Geglättete Gradierungsschritte der einzelnen Clusterschritte für Ansatz 1 am Beispiel der orthogonalen Ballenbreite. Von der häufigsten Größe US 8 wird auf- bzw. abgradiert. Der Rückschritt wird in die Mittelwertberechnung der Clustergruppe 2 bzw. 3 impliziert. Der farblich hinterlegte Bereich kennzeichnet die Gradierungsschritte, die der Berechnung zugrunde liegen

Ansatz 2: Gradierung aus dem Mittelwert aller Größen (Abbildung 79): Dieser Ansatz basiert auf der Annahme, dass sich inhomogene Gradierungsmuster der Randgrößen über alle Größe hinweg gegenseitig normalisieren.

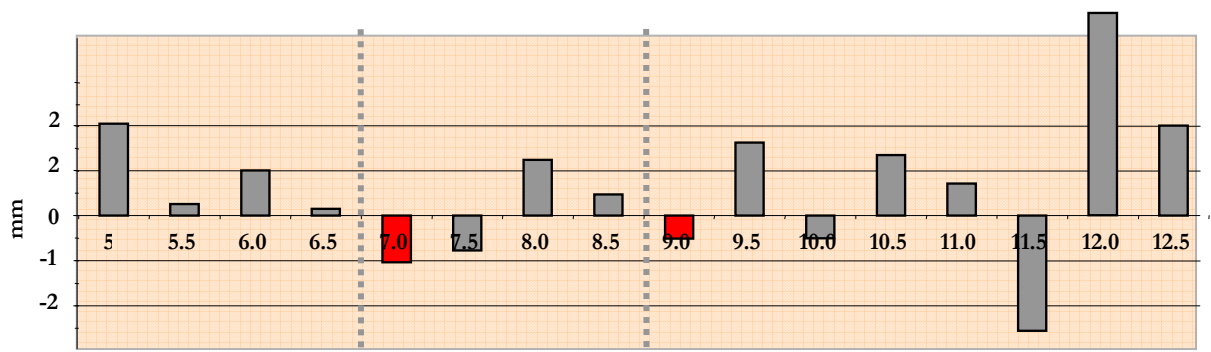


Abbildung 79: Schematische Darstellung der für den Gradierungsansatz 2 verwendeten Gradierungsschritte (farblich unterlegt)

Auch hier wurden die jeweiligen Gradierungsschritte der einzelnen Gruppen gemittelt, um zu starke Schwankungen der Gradierungsschritte zu vermeiden.

Gradierungsgruppe I: US Women Größe 4 bis 6.5

- Gradierung: Mittelwert der Größen US Women 4 bis 6.5 (fünf Schritte)

Gradierungsgruppe II: US Women Größe 7 bis 8.5

- Rückschritt von Größe 6.5 auf 7

- Gradierung: Mittelwert der Größen US Women 7.5 bis 8.5 (drei Schritte)

Gradierungsgruppe III: US Women Größe 9 bis 13

- Rückschritt von Größe 8.5 auf 9

- Gradierung: Mittelwert der Größen US Women 9.5 bis 13 (acht Schritte)

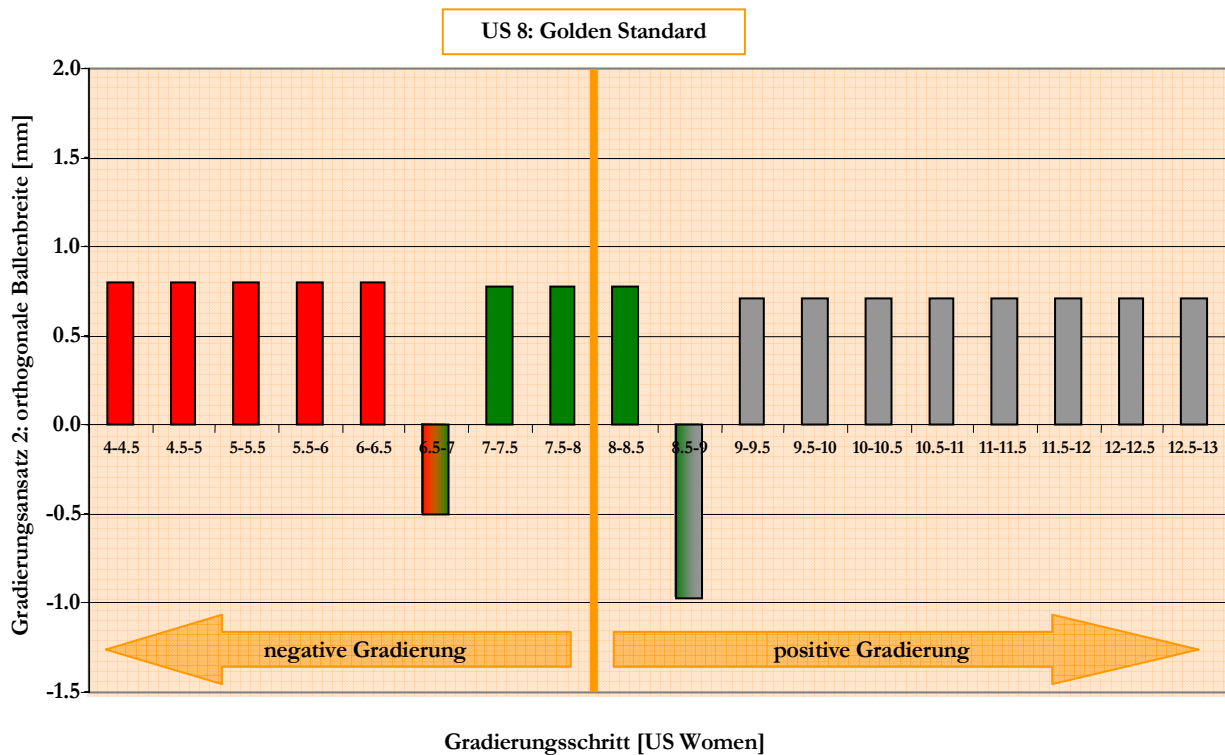


Abbildung 80: Gradierungsschritte der einzelnen Clusterschritte für Ansatz 2 am Beispiel der orthogonalen Ballenbreite. Von der häufigsten Größe US 8 wird auf- bzw. abgradiert. Der farblich hinterlegte Bereich kennzeichnet die Gradierungsschritte, die der Berechnung zugrunde liegt

Abbildung 80 illustriert erneut die Gradierung mit Aufzeichnung der Rückschritte, die in Abbildung 81 in Anlehnung an die oben genannte Berechnungsgrundlage in die Gradierungsschritte eingerechnet wurden. Dabei zeigt sich eine Diskrepanz zum vorhergehenden Ansatz, da die Gradierungsschritte in Clustergruppe 1 (rot) etwas größer sind als zuvor, die Gradierungsschritte der Clustergruppe 3 (grau) jedoch deutlich kleiner. Die Gesamtgradierung erfolgt dabei nahezu linear.

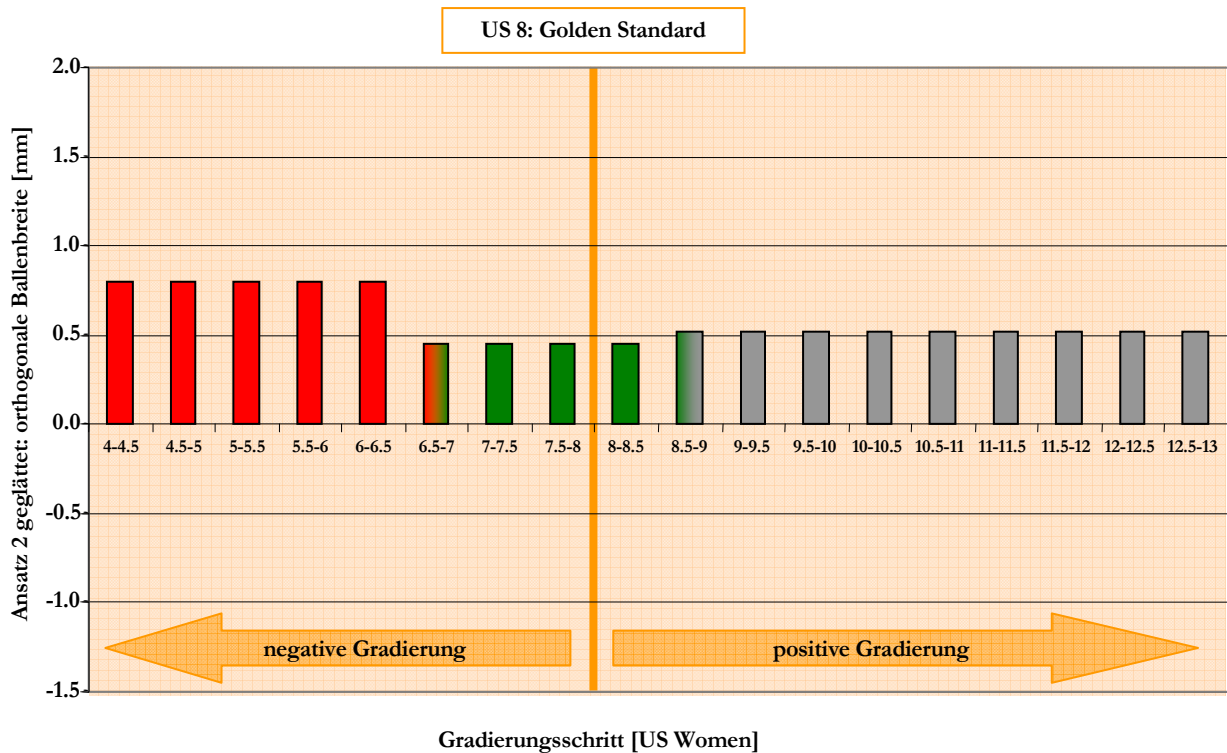


Abbildung 81: Geglättete Gradierungsschritte der einzelnen Clusterschritte für Ansatz 2 am Beispiel der orthogonalen Ballenbreite. Von der häufigsten Größe US 8 wird auf- bzw. abgradiert. Der Rückschritt wird in die Mittelwertberechnung der Clustergruppe 2 bzw. 3 impliziert. Der farblich hinterlegte Bereich kennzeichnet die Gradierungsschritte, die der Berechnung zugrunde liegen

Validierung der Gradierungsverfahren

Zur Überprüfung der Validität der vorgestellten Gradierungsschritte wurden der errechnete Wertebereich für die Hauptgrößen und der errechnete Wertebereich aller Größen mit der wahren Gradierung des zugrunde liegenden Clustermix verglichen. Dabei wird betrachtet, welcher Unterschied in mm jeweils zwischen den kleinen und den großen Größen bei der zugrunde liegenden Stichprobe (Clustermix) vorliegt und wie groß dieser Unterschied bei den zwei Berechnungsansätzen ist. Die Gradierungsschritte der Berechnungsverfahren und des zugrunde liegenden Clustermix für die jeweiligen Messgrößen können in Anhang 4 eingesehen werden.

In Tabelle 59 wird deutlich, dass bei Betrachtung des gesamten Größenumfangs von US 4 - US 13 Ansatz 2 die identischen Werte aufweist, wie die zugrunde liegende Stichprobe, da diese Grundlage der Berechnungsschritte war. Ansatz 1 hingegen zeigt hier Differenzen von bis zu 5 mm zum Wertebereich der zugrunde liegenden Stichprobe. Bei Betrachtung des eingeschränkten Wertebereichs von US 5 – US 10.5 existieren bei beiden Ansätzen Unterschiede. Ansatz 1 weist hier die größeren Differenzen auf (1.35-1.52 mm versus 0.29-0.76 mm), obwohl dieser bei der Gradierungsempfehlung die Gradierungsschritte der Hauptgrößen US 5 bis US 10.5 berücksichtigt. Diese

verändern sich jedoch durch die Implikation der Rückschritte über den gesamten Größenbereich. Bei Betrachtung des Gesamtgrößenbereichs zeigt das Verfahren nach Ansatz 1 zwischen Berechnung und zugrunde liegender Studienpopulation Unterschiede von $\approx 3.5-5$ mm.

Tabelle 59: Vergleich des tatsächlichen Wertebereichs des Clustermix im Vergleich zu den zwei Gradierungsansätzen. Differenzierung in Hauptgrößen ($n \geq 5$: US 5 - 10.5) und alle Größen. Der Ansatz mit den größeren Diskrepanzen zum Clustermix wurde farblich unterlegt. Die Zahlen in Klammern geben die jeweilige Differenz zum Wertebereich des Clustermix an

Größe	Bereich	Ballenbreite	Fersenbreite	Fußhöhe
US 5 - US 10.5 ($n \geq 5$)	Gradierungsschritte [Anzahl]	11		
	Wertebereich des Clustermix [mm]	6.60	6.62	5.37
	Errechneter Wertebereich Ansatz 1 [mm]	8.12 (+1.52)	8.15 (+1.53)	4.02 (-1.35)
	Errechneter Wertebereich Ansatz 2 [mm]	6.31 (-0.29)	6.01 (-0.61)	6.13 (+0.76)
US 4 - US 13	Gradierungsschritte [Anzahl]	18		
	Bereich Stichprobe [mm]	10.50	10.50	12.00
	Errechneter Wertebereich Ansatz 1 [mm]	15.58 (+5.08)	15.47 (+4.97)	8.32 (-3.68)
	Errechneter Wertebereich Ansatz 2 [mm]	10.50	10.50	12.00

Tabelle 60 stellt die mittlere Differenz [MD] und die Standardabweichung der mittleren Differenz [StdDev] für die zwei Gradierungsansätze unter Berücksichtigung aller Größen und der Hauptgrößen dar. MD ist der Mittelwert der Differenzen zwischen dem wahren Mittelwert der Grundgesamtheit und des mit Hilfe des Ansatzes errechneten Wertes unter Berücksichtigung aller Größen bzw. der Hauptgrößen. StdDev beschreibt die dazugehörige Standardabweichung der Differenzen über alle Größen. Die errechneten Schritte wurden vom Mittelwert der Grundgesamtheit der Größe US Women 8 auf- bzw. abgradiert. Ein Berechnungsbeispiel ist in Anhang 5 angefügt.

Bei Betrachtung der Ballen- und Fersenbreite weist Ansatz 1 durchgehend höhere Mittelwertdifferenzen und Streuungen auf als Ansatz 2. Für die Fußhöhe weist Ansatz 2 höhere Werte auf, allerdings unterscheiden sich beide Ansätze nur geringfügig.

Tabelle 60: Darstellung der Mittleren Differenz (**MD**) zwischen wahrem Mittelwert der Untersuchungsstichprobe (Clustermix) und errechnetem Wert der unterschiedlichen Gradierungsansätze, ausgehend vom Golden Standard-Wert der Größe US 8. Angabe der Standardabweichung (**StdDev**) der mittleren Differenz für die relevanten Fußdimensionen. Der Ansatz mit den größeren Diskrepanzen zur Studienpopulation wurde farblich unterlegt

Variable	Größen	Gradierung Ansatz 1		Gradierung Ansatz 2	
		MD	StdDev	MD	StdDev
Ballenbreite [mm]	US 4-13	2.06	2.04	1.10	1.19
	US 5-10.5	1.26	1.09	0.72	0.68
Fersenbreite [mm]	US 4-13	1.48	1.80	0.92	0.74
	US 5-10.5	0.76	0.50	0.70	0.43
Fußhöhe [mm]	US 4-13	0.90	0.88	0.98	0.92
	US 5-10.5	0.54	0.36	0.75	0.52

Zusammenfassung der Gradierungsoptimierung

Die zwei Ansätze zur Gradierungsoptimierung werden in Tabelle 61 bis Tabelle 63 zusammenfassend für die einzelnen Fußmaße dargestellt. Ausgangsmatrix für die Berechnung beider Verfahren waren die Gradierungsschritte des Clustermix, der in den einzelnen Schuhgrößen jeweils das oder die Cluster beinhaltet, welche(s) mindestens 50% der Probanden repräsentieren bzw. repräsentiert. Die zwei Verfahren unterscheiden sich im Hinblick auf die der Gradierungsberechnung zugrunde liegenden Schuhgrößen. Während Ansatz 1 lediglich die Schritte der Schuhgrößen berücksichtigt, die von mindestens fünf Probandinnen repräsentiert wurden, liegen der Berechnung von Ansatz 2 die Gradierungsschritte aller Schuhgrößen zugrunde. Die in den Tabellen beschriebenen Zeilen illustrieren die auf Seite 121 und 124 angegebenen Gradierungsschritte der Ansätze 1 und 2. Während in der Spalte „roh“ die Rückschritte (US 6.5-7 bzw. US 8.5-9) noch zu sehen sind, wurden diese in der „geglätteten“ Spalte bereits einberechnet.

Tabelle 61: Gradierungsvorschläge für die Ballenbreite entsprechend Ansatz 1 und 2 in mm. Die grau unterlegten Kästen stellen die geglätteten Gradierungsschritte dar

US Women	Ballenbreite [mm] Ansatz 1		Ballenbreite [mm] Ansatz 2	
	roh	geglättet	roh	geglättet
4-6.5	0.23	0.23	0.80	0.80
6.5-7	-0.50	0.45	-0.50	0.45
7-8.5	0.77	0.45	0.77	0.45
8.5-9	-0.97	1.40	-0.97	0.52
9-13	1.70	1.40	0.71	0.52

Tabelle 62: Gradierungsvorschläge für die Fersenbreite entsprechend Ansatz 1 und 2 in mm. Die grau unterlegten Kästen stellen die geglätteten Gradierungsschritte dar

US Women	Fersenbreite [mm] Ansatz 1		Fersenbreite [mm] Ansatz 2	
	roh	geglättet	roh	geglättet
4-6.5	0.85	0.85	0.97	0.97
6.5-7	-0.94	0.26	-0.94	0.26
7-8.5	0.67	0.26	0.67	0.26
8.5-9	-0.83	1.12	-0.83	0.51
9-13	1.36	1.12	0.68	0.51

Tabelle 63: Gradierungsvorschläge für die Fußhöhe entsprechend Ansatz 1 und 2 in mm. Die grau unterlegten Kästen stellen die geglätteten Gradierungsschritte dar

US Women	Fußhöhe [mm] Ansatz 1		Fußhöhe [mm] Ansatz 2	
	roh	geglättet	roh	geglättet
4-6.5	0.47	0.47	1.10	0.10
6.5-7	-1.04	-0.03	-1.04	-0.03
7-8.5	0.31	-0.03	0.31	-0.03
8.5-9	-0.51	0.67	-0.51	0.73
9-13	0.82	0.67	0.89	0.73

4 DISKUSSION

Kapitel 4. 1 erörtert die Testgüte der verwendeten Untersuchungsmethoden unter Berücksichtigung der eigenen Reproduzierbarkeitsprüfungen, sofern vorhanden. Es folgt die Diskussion der Untersuchungsergebnisse, die sich inhaltlich an den Fragestellungen und daraus abgeleiteten Hypothesen der vorliegenden Arbeit orientiert.

4.1 Testgüte der verwendeten Untersuchungsmethoden

4.1.1 Testgüte klinischer Untersuchungen

Zur Testgüte klinischer Daten sind in der Literatur zahlreiche Angaben zu finden. Neben der Validität der einzelnen Tests wird auch die Intra- und Intertester-Reproduzierbarkeit thematisiert. YODAS et al. (1993) untersuchten die Intra- und Intertester-Reproduzierbarkeit der Bewegungsmessung am oberen Sprunggelenk. Die Messungen wurden zum einen mit einem Goniometer durchgeführt, zum anderen visuell beurteilt. Zehn Physiotherapeuten prüften 38 Patienten. Die Reproduzierbarkeit wurde mit Hilfe des „Intra-Class-Correlation-Coefficient (ICC)“ berechnet. Messungen mit dem Goniometer sind besser reproduzierbar als die frei geschätzten Bewegungen, jedoch variieren die ICC's auch hier von $r=0.64-0.92$ für die Dorsal-Extension und von $r=0.47-0.96$ für die Plantar-Flexion. Die Intertester-Reproduzierbarkeit war deutlich schlechter, mit ICC-Werten für die Dorsal-Extension von $r=0-0.94$ (Median $r=0.58$) und die Plantar-Flexion von $r=0-0.86$ (Median $r=0.625$). Die Arbeitsgruppe folgert, dass es zu beachtlichen Ungenauigkeiten kommt, wenn zwei oder mehr Personen anthropometrische Messungen am oberen Sprunggelenk durchführen. Zur Reduktion der Variabilität sollte auf jeden Fall ein Goniometer verwendet werden. BROSSEAU et al. (2001) veröffentlichten Ergebnisse einer Untersuchung zur Darstellung der Intra- und Intertester-Reliabilität und der Validität der Bewegungsmessung am Kniegelenk mit einem Goniometer. 70 Patienten wurden von zwei Physiotherapeuten jeweils 16-mal untersucht. Dabei wurde die Knie-Extension und die Knie-Flexion gemessen. Röntgenaufnahmen dienten zur Validierung der manuellen Messung. Intra- und Intertester-Reproduzierbarkeit wurden mit dem ICC beschrieben, der Zusammenhang zwischen radiologischer und manueller Untersuchung mit dem Korrelationskoeffizienten r . Die Ergebnisse zeigen Intratester-ICC's von $r=0.997-0.985$ und Intertester-ICC's von $r=0.893-0.926$. Die Messungen der Extension waren in beiden Fällen variabler als die Messungen der Flexion. Die Validitätsmessung zeigte eine sehr hohe Korrelation für die Flexion ($r=0.975-0.987$) mit deutlichen Einschränkungen für die Extension ($r=0.423-0.514$). Die Autoren schlussfolgern, dass die Intra- und Intertester-Reproduzierbarkeit

hoch ist, die Validität der Instrumente jedoch variiert. Sie empfehlen, Vergleichsmessungen vom gleichen Untersucher durchführen zu lassen. TOMSICH et al. (1996) prüften die Reliabilität verschiedener Messverfahren zur Bestimmung der Patellaposition. 27 Probanden wurden jeweils dreimal in einer standardisierten Position mittels Goniometer und visueller Beurteilung vermessen. Intra- und Intertester-Korrelationskoeffizienten variierten bei der Vermessung mit dem Goniometer zwischen $r=0.003$ und $r=0.61$. Die Reproduzierbarkeit der visuellen Beurteilung wurde mit dem Intratester-Koeffizienten nach *Kappa* berechnet, der bei $r=0.40-0.57$ lag. Der Intertester-Kappa-Koeffizient lag zwischen $r=0.03$ und $r=0.3$. In Anlehnung an die Ergebnisse stellen die Autoren klinische und instrumentierte Bestimmungen der Patellaposition in Frage. Auch WATSON et al. (2001) evaluierte die Intra- und Intertester-Reproduzierbarkeit zweier standardisierter Testverfahren zur Bestimmung der Patellaposition. Mehrere Tester untersuchten die Knie von über 50 Patienten. Alle Probanden wurden innerhalb der folgenden Tage erneut getestet. Der Kappa-Koeffizient wurde verwendet, um das Ausmaß der Übereinstimmung zu erfassen. Die Intratester-Reliabilität variierte für die gewählten Tests zwischen $r=0.39$ und $r=0.50$, die Intertester-Reliabilität zwischen $r=0.2$ und $r=0.35$. Aufgrund der mittelmäßigen Intra- und der schlechten Intertester-Reliabilität fordern die Autoren Zurückhaltung bei der Interpretation derartiger Testergebnisse. Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass die Erhebung klinischer Daten an Vergleichbarkeit verliert, wenn mehr als ein Untersucher die Messung durchführt. Die Verwendung von Goniometern bei der Beurteilung von Gelenk- und Positionswinkeln kann die Testgüte verbessern. Zudem ist anzumerken, dass die klinische Untersuchung an sich nur ein eingeschränktes Maß an Reproduzierbarkeit vorweist. Die Interpretation klinischer Daten sollte demnach mit einer gewissen Vorsicht erfolgen, zur Bestätigung besser quantifizierbarer Methoden ist sie jedoch durchaus geeignet.

4.1.2 Testgüte plantarer Druckverteilung

Verschiedene Autoren haben sich mit der Reproduzierbarkeit von Druckmess-Systemen befasst. In einer Untersuchung von MCPOIL et al. (1997) wurde die Variabilität des Verlaufs des Druckschwerpunktes sowohl bei der In-Schuh-Messung (*Pedarystem, Fa. Novel*) als auch bei der Barfuß-Messung (*Emed-SF, Fa. Novel*) untersucht. Zwischen den einzelnen Versuchen variierte das Integral des Druckschwerpunktes über den gesamten Abrollvorgang bis zu 48.6% und wies damit einen $ICC < 0.5$ auf. Messgrößen, die sich auf den Druckschwerpunkt beziehen, sollten demnach mit Vorsicht interpretiert werden. ROSENBAUM (2004) beschreibt eine zufriedenstellende Reproduzierbarkeit standardmäßig verwendeter Messgrößen in der klinischen Verwendung der plantaren Druckverteilung (keine Angaben zur verwendeten Hardware). Bereiche, die hohen Drücken

ausgesetzt sind, weisen höhere ICC' s auf (zentraler Vorfuß, $ICC > 0.9$) als Regionen, die weniger Druck ausgesetzt sind (medialer Mittelfuß, $ICC < 0.8$). Die Kontaktzeiten zwischen den Versuchen zeigen die kleinsten Variationskoeffizienten (VK) aller untersuchten Messgrößen (VK 2-11%). VAN DER LEEDEN et al. (2004) untersuchte die Reproduzierbarkeit plantarer Druckverteilungsmessungen bei 20 Patienten, die an einer chronischen Arthritis erkrankt waren. Von Interesse waren der maximale Druck und die ermittelte Kontaktzeit. Gemessen wurde mit der *Emed*-Druckmessplatte (*Fa. Novel*). Die Ergebnisse zeigen, dass die Daten unabhängig von dem verwendeten Testprotokoll (zwei bzw. drei Schritte Anlauf) eine gute Reproduzierbarkeit von $r=0.76-0.9$ vorweisen.

Eigene Studien von MAIWALD et al. (2005) untersuchten die Reproduzierbarkeit der Kraft-Zeit-Verlaufskurven der Stichprobe, die auch der vorliegenden Studie zugrunde liegt. Die Probanden liefen bei einer vorgegebenen Geschwindigkeit von 3.3 m/s barfuß über eine Druckmessplatte (*Emed-X, Fa. Novel*). Die Kraft-Zeit-Verlaufskurven wurden in sieben anatomische Areale des Fußes differenziert. Insgesamt waren die Messungen in hohem Maße reproduzierbar (ICC in allen Masken >0.875). Allerdings zeigte sich ein signifikanter Unterschied zwischen den Rück- und Mittelfußmasken ($ICC < 0.925$) und den Masken im Vorfuß ($ICC > 0.95$).

Zusammenfassend zeigen Studien anderer Forschungsgruppen und die Ergebnisse eigener Untersuchungen, dass eine gute bis exzellente Reproduzierbarkeit für die meisten Standardmessgrößen der plantaren Druckverteilung gegeben ist. Einschränkungen gelten für Messgrößen, die den Verlauf des Druckschwerpunktes betrachten. Des Weiteren variiert die Variabilität der Daten hinsichtlich verschiedener Areale des Fußes. Medialer und zentraler Vorfuß sowie die Ferse zeigen weitaus weniger Variabilität auf, als Areale im medialen Mittelfuß und lateralen Vorfuß. Auch wenn die Laufgeschwindigkeit nur einen geringen Einfluss auf die Variabilität der Daten hat, so ist eine Standardisierung der Geschwindigkeit empfehlenswert, da die berechneten Absolutwerte der plantaren Druckverteilung geschwindigkeitsabhängig sind.

In der vorliegenden Untersuchung wurde bei der Analyse der insgesamt 32 Druckmessgrößen der dadurch mögliche unkontrollierte Anstieg des α -Fehlers nicht statistisch korrigiert, obwohl dieses Verfahren beim multiplen Testen empfohlen wird. Bei insgesamt 32 Tests kann man statistisch gesehen davon ausgehen, dass bei $\alpha=0.05$ ein bis zwei Tests Gruppendifferenzen aufweisen, die in der Grundgesamtheit nicht vorhanden sind. Bei der Interpretation der Daten sollte dies berücksichtigt werden. Da viele der betrachteten Größen in Abhängigkeit zueinander stehen, kann dieser Sachverhalt jedoch durch sich verdichtende Ergebnisse indirekt korrigiert werden.

4.1.3 Testgüte 3-D-Kinematik

Die dreidimensionale Bewegungsanalyse wird heute in den meisten Fällen für die Beurteilung von Gelenkbewegungen im Raum herangezogen. Sie weist eine deutlich bessere Reproduzierbarkeit auf, als herkömmliche zweidimensionale Analyseverfahren (vgl. GRAU 2000). Trotzdem gibt es verschiedene methodenspezifische Defizite, die bei der Dateninterpretation berücksichtigt werden sollten. Dies beruht vor allem auf Verschiebungen zwischen den auf der Haut aufgetragenen Markern und dem darunterliegenden Knochen. Je mehr Weichteile das zu betrachtende Segment aufweist, desto schlechter wird die Reproduzierbarkeit der Daten.

STEINWENDER et al. (2000) untersuchte die intraindividuelle Wiederholbarkeit kinematischer Daten bei Kindern. Die Variabilität der Daten innerhalb mehrerer Messungen eines Tages und dreier Messungen an unterschiedlichen Tagen wurde durch einen an Kurven angepassten Variationskoeffizienten berechnet („Coefficient of Multiple Correlation“ (CMC)). Von Interesse waren Gelenkwinkel von Knie-, Hüft- und Sprunggelenk in der Sagittal-, Frontal- und Transversalebene im Gehen. Die Ergebnisse zeigen, dass die Wiederholbarkeit innerhalb eines Tages besser ist als zwischen zwei Tagen. Während die Reproduzierbarkeit der Gelenkwinkel in der Sagittalebene sehr gut ist („Intra-Tag“ CMC von $r=0.93-0.98$), reduziert sich diese in der Frontalebene zum Teil deutlich („Intra-Tag“ CMC von $r=0.82-0.9$). Die Transversalebene zeigt die kleinsten Koeffizienten („Intra-Tag“ CMC von $r=0.76-0.82$). KADABA et al. (1989) verwendeten ebenfalls den „Coefficient of Multiple Correlations“, um die Reproduzierbarkeit kinematischer Daten innerhalb eines Tages und zwischen verschiedenen Tagen zu untersuchen. Auch hier zeigen die Ergebnisse eine höhere Wiederholbarkeit innerhalb eines Tages. Zudem berichten die Autoren von einer Verschiebung der absoluten Gelenkwinkel zwischen zwei Testtagen. Gleiches wird von CARSON et al. (2001) beschrieben. Diese Verschiebung macht sich vor allem bei den Absolutwerten der Winkel bemerkbar. Alternativ könnte die Verwendung von Bewegungsexkursionen besser reproduzierbare Daten vermuten lassen. KADABA et al. (1989) beschreiben im Vergleich zur Reproduzierbarkeit von Gelenkwinkeln in der Sagittalebene eine relativ geringe Reproduzierbarkeit in der Transversal- und Frontalebene. Die Autoren machen vor allem die Positionierung der Marker auf der Haut für die Variabilität kinematischer Daten verantwortlich. MANAL et al. (2000) schildern, dass die größten Unterschiede zwischen Knochen- und Hautmarkern in der Transversalebene zu finden sind. Weichteilbewegungen scheinen hier einen wesentlichen Effekt auf die Reproduzierbarkeit an einem und zwischen verschiedenen Messtagen zu haben.

In Anlehnung an die zuvor genannten Untersuchungen befasste sich FERBER et al. (2002) mit der Intra- und Inter-Tag-Reproduzierbarkeit diskreter Maße kinematischer Messungen beim Laufen. 20 Freizeitläufer joggten hierfür bei 3.65 m/s über eine 25 m - Laufbahn. Sechs Vicon-Kameras

zeichneten die Positionen der Marker bei 120 Hz auf. Zur Erfassung der Reproduzierbarkeit wurde der „Intraclass Correlation Coefficient“ (ICC) für den maximalen Winkel, das Bewegungsausmaß und die maximale Winkelgeschwindigkeit von Hüft-, Knie- und Sprunggelenk berechnet. In Anlehnung an die vorausgehenden Untersuchungen konnte auch seine Arbeitsgruppe eine erhöhte Reproduzierbarkeit innerhalb eines Tages nachweisen. Die Variabilität der Intra-Tag-Messungen wird vor allem dem Messfehler des Systems, dem Effekt der Markerverschiebung und der physiologischen Variabilität der menschlichen Fortbewegung zugeschrieben. Die verringerte Reproduzierbarkeit bei den Inter-Tag-Messungen ist neben den genannten Faktoren auch auf die erneute Anbringung der Marker zurückzuführen. Da die Position der Marker Grundlage für die Berechnung des zugrunde liegenden anatomischen Koordinatensystems ist, spielt deren genaue Applikation eine wesentliche Rolle in Bezug auf die Testgüte der Messung. Für die Sagittalebene wurden in der genannten Untersuchung ICC's zwischen $r=0.83$ und $r=0.95$ berechnet. Wie auch in der Untersuchung von STEINWENDER et al. (2000) verringert sich die Reproduzierbarkeit in den Gelenken, in denen das absolute Bewegungsausmaß geringer ist. Für die Transversal- und Frontalebene liegen die ermittelten „Intraclass Correlation Coefficients“ zwischen $r=0.54$ und $r=0.93$. Die relativen Gelenkexkursionen weisen hier eine bessere Reproduzierbarkeit auf, als die absoluten, bei denen die Rotationskomponente des Hüftgelenks mit einem ICC von $r=0.54$ den schlechtesten Wert aufweist.

Auch WESTHOFF et al. (2004) beschäftigte sich mit der Wiederholbarkeit kinematischer Daten aus der klinischen Ganganalyse. Zur Bewertung der Reliabilität wurde der Pearson-Korrelationskoeffizient r für jeden Parameter bestimmt. Die Ergebnisse zeigen Koeffizienten von $r=0.86-0.99$ in der Sagittalebene und Koeffizienten von $r=0.59-0.89$ in der Transversalebene. Die Ergebnisse stützen demnach die zuvor genannten Studien, allerdings ist die Verwendung des Pearson-Korrelationskoeffizienten zur Darstellung des Zusammenhangs zwischen zwei unter Optimalbedingungen gleichen Messungen nur bedingt geeignet (AXMANN, 2002).

Die Ergebnisse der eigenen Untersuchung kommen zu den gleichen Schlussfolgerungen, wie die zuvor genannten Angaben der Literatur. Demzufolge sind Messwerte der Sagittalebene in hohem Maße reproduzierbar. Die intraindividuelle Variabilität der Gelenkbewegungen in der Frontal- und Transversalebene ist jedoch deutlich größer. Insbesondere die Datenqualität der Gelenkwinkel des unteren Sprunggelenkes leidet zum Teil unter Artefakten, die durch die Nähe der Marker zueinander am Fuß und die dadurch erschwerte Erfassung der einzelnen Marker während der Bewegung hervorgerufen werden können. Dies führt zu einer weniger stabilen Berechnung der Gelenkachse während der Bewegung und einer daraus resultierenden verminderten Reproduzierbarkeit. Auch die Bewegungen in der Transversalebene des Kniegelenkes haben eine höhere

Variabilität, deren Ursache wohl insbesondere auf Artefakte durch vermehrte Weichteilbewegungen am Oberschenkel zurückzuführen ist.

Ein weiterer Faktor der die Reproduzierbarkeit beeinflussen kann, ist die dem Messprotokoll zugrunde liegende Laufgeschwindigkeit. KARAMANIDIS et al. (2003) und MAIWALD et al. (2005) konnten nachweisen, dass die Laufgeschwindigkeit keinen Einfluss auf die Reproduzierbarkeit der Winkeldaten hat, diese demnach entsprechend der zugrunde liegenden Fragestellung gewählt werden kann. QUEEN et al. (2005) konnten eine verringerte Variabilität der bei einer standardisierten Geschwindigkeit gemessenen kinematischen und kinetischen Daten nachweisen, schließen allerdings, dass die Laufgeschwindigkeit nur einen kleinen Effekt auf die Reproduzierbarkeit der Daten hat und deren Einfluss nicht so entscheidend ist, wie früher angenommen.

Die Ergebnisse der Arbeiten zur Testgüte kinematischer Messungen wurden bereits beim Studiendesign und der Auswahl der Messgrößen berücksichtigt. Dazu wurde die Laufgeschwindigkeit standardisiert. Die Gelenkwinkel der Transversalebene von Hüft- und Kniegelenk und die sich aus der Floatingachse ergebenden Winkelberechnungen von Knie und Sprunggelenk wurden bei der Auswertung nicht berücksichtigt. Bei der Beurteilung der Daten liegt der Fokus auf den Bewegungsexkursionen, Absolutwerte sollten mit etwas mehr Vorsicht interpretiert werden, so auch die Bewegungen in der Frontalebene des Hüftgelenks und im unteren Sprunggelenk, da diese schlechter reproduzierbar sind, als die Messungen in der Sagittalebene.

4.1.4 Testgüte 3-D-Fußscanner

Die Messgenauigkeit des für die anthropometrische Datenerhebung verwendeten Fußscanner (*Pedus, Fa. Human Solutions*) wurde im Kapitel 2.2.6.1 erörtert. Demzufolge ist die Messgenauigkeit des Systems im Wesentlichen von der Positionierung des Fußes abhängig. Bei der Analyse wurden deshalb Datensätze ausgeschlossen, die den Anforderungen an die erforderliche Messgenauigkeit nicht gerecht wurden.

Die Reproduzierbarkeit der manuellen Auswertung wird durch die Lokalisation der Messpunkte und durch die Untersucher beeinflusst. Grundsätzlich liegt eine sehr hohe Reproduzierbarkeit der manuell erhobenen Maße vor. Es zeigte sich jedoch, dass die Wiederholbarkeit der Messungen der weniger prominenten anatomischen Landmarken geringer ist. Dies ist auch bei der Berechnung der Intratester-Reproduzierbarkeit ersichtlich, die mit Hilfe des Root Mean Square Error geschätzt wurde. Setzt man eine Normalverteilung der zugrunde liegenden Daten voraus, so ist davon auszugehen, dass Gruppenunterschiede der Fußvariablen zwischen Frauen und Männern existent sind, wenn diese mindestens ± 1.96 RMSE betragen. Eine Abhängigkeit der Testgüte von der Fußlänge zeigte sich jedoch nicht.

Wie auch bei der Auswertung der Druckdaten wurde bei der Betrachtung der Fußmessgrößen auf eine Korrektur des durch die große Anzahl der durchgeführten Tests möglichen unkontrollierten Anstiegs des α -Fehlers verzichtet. Die Ergebnisse des direkten Vergleichs der Fußmaße in den Schuhgrößen EU 38-40 sind jedoch in sich schlüssig, praktisch nachvollziehbar und ohne Widersprüche. Zudem werden die einzelnen Testergebnisse im Gesamtkontext beurteilt, ein einzelner falsch positiver Befund hätte demnach nur eine geringe praktische Relevanz.

4.2 Worin unterscheiden sich weibliche und männliche Läufer hinsichtlich klinischer, biomechanischer und anthropometrischer Variablen?

4.2.1 Laxität, Beweglichkeit und Flexibilität

Hypothese 1-1:

Läuferinnen haben im Vergleich zu Läufern eine erhöhte Laxität und Beweglichkeit des Kapsel-Band-Apparates und eine erhöhte Flexibilität der Gelenke und der Muskulatur

Die Befunde der klinischen Untersuchung bestätigen die formulierte Hypothese eindrücklich. Die Laxität des Kapsel-Band-Apparates findet in einer vermehrten Patellamobilität, Seitenbandinstabilität und Überstreckbarkeit des Kniegelenks bei den Frauen Ausdruck (die endgradige Knieextension wird durch die Kapsel- und Bandstrukturen begrenzt, vgl. WINKEL et al., 1996). Auch die Flexibilität der ischiocruralen Muskulatur und der Hüftbeuger sowie die Beweglichkeit des oberen Sprunggelenkes ist bei den Frauen größer als bei den Männern. Auf eine Betrachtung der Knie- und Hüftbeugung wurde verzichtet, weil diese insbesondere durch die vorhandene Weichteilmasse bei maximaler Beugung begrenzt wird. Obwohl nicht alle weiblichen Probanden Merkmale einer vermehrten Laxität vorweisen, zeigt die prozentuale Häufigkeit der genannten Befunde eine geschlechtsspezifische Differenzierung. Diese wird auch in der Literatur beschrieben (HUSTON et al., 1996; HUTCHINSON et al., 1995). Wie in Kapitel 1. 1 und 1. 2 einleitend beschrieben, soll die frauenspezifische Laufschuhkonzeption vor dem Hintergrund der Verletzungsprophylaxe erfolgen. Die Diskussion der Ergebnisse befasst sich deshalb insbesondere mit dem direkten Zusammenhang zwischen vermehrter Laxität und Verletzungsmechanismus. Dieser wird jedoch widersprüchlich diskutiert und nur selten ist die Betrachtung laufspezifischer Pathomechanismen Inhalt der Studien. Auch wenn die Notwendigkeit weiterer Studien zur Klärung der Laxität als prädisponierender Faktor für laufspezifische Verletzungen deutlich wird, sollte dieser geschlechtsspezifische Unterschied insbesondere vor dem Hintergrund der verringerten muskulären Stabilität bei Frauen berücksichtigt werden. SODERMAN et al. (2001) zählen die Laxität der Gelenke, die

Hyperextension des Kniegelenks und ein muskuläres Ungleichgewicht zwischen Beugern und Streckern des Kniegelenks zu den Risikofaktoren frauenspezifischer Verletzungen der unteren Extremität beim Fußball. Auch OSTENBERG et al. (2000) nennen unter anderem eine vermehrte Bandlaxität als prädisponierenden Faktor für Beschwerden der UEX bei Fußballerinnen. HAHN et al. (2001) beschreiben eine vermehrt bei Frauen vorliegende Knieinstabilität und BERGSTROM et al. (2001) konnten nachweisen, dass Frauen häufiger am Knie verletzt sind als Männer und zudem die anteriore Instabilität des Kniegelenks bei StudentInnen mit Patellaspitzenyndrom größer ist.

Obwohl die Testgüte klinisch erhobener Daten eingeschränkt ist (vgl. Kapitel 4.1.1) und die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung aus diesem Grund nur deskriptiv dargestellt wurden, sollten diese als mögliche prädisponierende Faktoren für Überlastungsschäden der unteren Extremität Berücksichtigung finden. Diese Folgerung stützt sich auf die Übereinstimmung der vorgestellten Daten mit der Literatur, die neben einer erhöhten Bandlaxität eine schlechtere muskuläre Stabilisierung der Gelenke für die Entstehung von Beschwerden mit verantwortlich macht. Die geringere Kraft bei Frauen (HUSTON, et al. 2000; FIESELER, 2001, KRAUSS et al., 2005) kann insbesondere bei längeren Belastungen zu einer vermehrten Instabilität der Gelenke führen, die sich möglicherweise in einer gesteigerten Verletzungsinzidenz widerspiegelt.

4.2.2 Medialer Kollaps

Hypothese 1-2:

Läuferinnen zeigen im Vergleich zu Läufern in Statik und Dynamik vermehrt Komponenten eines medialen Kollapses.

Neben der vermehrten Flexibilität und Laxität als geschlechtsspezifische, prädisponierende Faktoren für Überlastungsschäden wird auch das Vorhandensein einer Beinachsenfehlstellung häufig mit Beschwerden in Verbindung gebracht. Insbesondere der sogenannte *mediale Kollaps* (engl. „miserable malalignment“) wird mit vorderen Kniebeschwerden assoziiert, die gehäuft bei Frauen auftreten (HUTCHINSON et al., 1995). Zahlreiche Publikationen haben sich bis dato mit dem Einfluss unterschiedlicher anatomischer Fehlstellungen auf die Entstehung von Verletzungen befasst, bis heute jedoch keinen einheitlichen Konsens gefunden. Eine Darstellung über bisherige Arbeiten liefern hier Übersichtsartikel von HRELJAC (2004), THOMEÉ et al. (1999) und VAN MECHELEN (1992). Trotz zum Teil widersprüchlicher Ergebnisse wird die Kombination aus vermehrter femoraler Anteversion, ausgeprägtem Q-Winkel, einer Dysplasie des Vastus mediales des M. quadrizeps femoris in Kombination mit einer kompensatorischen Tibiatorsion und einer Pronation im subtalaren Gelenk im Hinblick auf die Entstehung von Überlastungsschäden

weiterhin als ungünstig erachtet. Insbesondere die Biomechanik des Kniegelenks wird durch die genannten Faktoren des *medialen Kollapses* negativ beeinflusst.

Die aus der femoralen Anteversion resultierende X-Beinstellung und die Pronationsbewegung können mit Hilfe der dreidimensionalen Bewegungsanalyse und der plantaren Druckverteilung quantifiziert werden: die subjektive Betrachtung der statischen und dynamischen Bein- und Fußachse ergänzen diesen Befund.

Letztere zeigen in der vorliegenden Untersuchung bei der weiblichen Stichprobe in der Dynamik prozentual häufiger Kennzeichen, die auf einen medialen Kollaps deuten (Genu valgum (50% vs. 5%) und Pronation (71% vs. 58%).

Anatomische Diskrepanzen zwischen den Geschlechtern hinsichtlich Beckenweite, reduziertem Corpus-Collum-Winkel und vermehrter femoraler Anteversion (FIESELER, 2001) fanden bei den hier betrachteten Läuferinnen nur in 10 % der Fälle in einer statischen X-Beinstellung Ausdruck, allerdings hatten Frauen im Vergleich zu Männern mehr „gerade“ und weniger „O-Beine“. Diese Ergebnisse deuten darauf hin, dass die dynamischen Achsverhältnisse in der Statik nur unzureichend widerspiegelt werden und man deshalb annehmen muss, dass die in der Statik erhobenen Messgrößen für die Beantwortung laufspezifischer Fragestellungen nur ungenügende Informationen liefern. Auch NIGG et al. (1992) und RAZEGHI (2002) stellen die statische Betrachtung zur Beurteilung dynamischer Sachverhalte in Frage.

Die subjektiven Befunde der Bein- und Fußachse werden in den kinematischen Messgrößen bestätigt, die die dynamische Situation widerspiegeln. Der Kurvenverlauf der Bewegungen des Hüftgelenkes in der Frontalebene und des unteren Sprunggelenkes in der schiefen Ebene weisen innerhalb der ersten 70% der Standphase eine zum Teil signifikant vermehrte Adduktion und Pronation im Vergleich zu der männlichen Stichprobe auf. Auch die diskreten Messgrößen der Adduktion und Pronation untermauern die Hypothese. Die initiale Adduktion und das Adduktionsmaximum sowie das Gesamtbewegungsausmaß in der Frontalebene des Hüftgelenks sind bei Frauen tendenziell größer. Dies trifft auch für die lokale und maximale Pronation sowie das Ausmaß der Pronationsbewegung zu. Da maximale Adduktion und Pronation zeitgleich stattfinden, wird der Kopplungsmechanismus zwischen diesen Bewegungen als Ausdruck der Medialisierung der Beinachse besonders deutlich. Die Adduktion kann hierbei als Teil der Valgusbeinachse betrachtet werden, da sie die proximale Komponente davon darstellt.

Eine vermehrte Medialisierung der Beinachse bei Frauen, ausgedrückt durch eine vermehrte Hüftadduktion oder Valgisierung des Kniegelenks bzw. durch eine vermehrte Pronation oder Eversion des unteren Sprunggelenkes, wird in verschiedenen Publikationen beschrieben. POLLARD et al. (2004) konnten bei einer Untersuchung an weiblichen und männlichen Fußballspielern bei

unterschiedlichen Richtungswechsel-Manövern ein signifikant geringeres Abduktionsmaximum der Hüfte bei den Frauen feststellen. Die Kurvencharakteristik zeigte zudem bei der weiblichen Stichprobe während der gesamten Standphase eine vermehrte Adduktion. KERNOZEK et al. (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. Auch FORD et al. (2003) zeigten in einer Untersuchung an weiblichen und männlichen Basketballspielern, dass Frauen bei einem *Drop-Jump* eine vermehrte Bewegungsexkursion des Kniegelenks in die Valgisierung und einen größeren maximalen Knievalguswinkel vorweisen. MCLEAN et al. (2004) veröffentlichten Ergebnisse, die zeigen, dass Frauen bei Richtungswechsel-Manövern unter anderem weniger Hüftabduktion und mehr Knievalgus vorweisen als Männer und auch die Pronationswinkel am Fuß größer sind.

Während die meisten Studien jedoch geschlechtsspezifische Unterschiede bei Sprüngen und plötzlichen Richtungswechseln untersucht haben, befassten sich MALINZAK et al. (2001) und FERBER et al. (2003) mit geschlechtsspezifischen Bewegungscharakteristika beim Laufen. Während erstere eine durchgehend verstärkte Valgusposition des Kniegelenks bei Frauen nachweisen konnten, berichten FERBER et al. bei der weiblichen Stichprobe von einer signifikant größeren maximalen Hüftadduktion und einer größeren Abduktion im Kniegelenk. Eine vermehrte Pronationsbewegung bei weiblichen Läuferinnen konnte beispielsweise von STEFANYSHIN et al. (2003) und HENNIG (2001) nachgewiesen werden.

Die Befunde der Literatur ergänzen und bestätigen demzufolge die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung. Allerdings ist die häufig verwendete Betrachtung der Frontalebene und hier insbesondere die Definition der Drehachse für die Knieab- und -adduktion mit Schwierigkeiten verbunden. Anatomisch gesehen ist das Kniegelenk ein Scharniergelenk und Bewegungen in der Frontalebene sind in größerem Umfang nur bei einer vorliegenden Instabilität des Kapsel-Band-Apparates gegeben. Wenn keine Pathologie vorliegt, ist eine leichte Varus- und praktisch keine Valgusbewegung möglich (vgl. WINKEL, 1995). Auf Gelenkkoordinatensystemen basierende Modelle der dreidimensionalen Bewegungsanalyse verwenden Drehachsen, die rechtwinklig zueinander stehen. So wird die Drehachse für Extension und Flexion als erste Rotationskomponente durch den proximalen Gelenkpartner definiert. Die zweite Rotationskomponente ist die sogenannte „floating axis“, eine gleitende Achse, die orthogonal zu der erstgenannten Achse und der Drehachse des distalen Segments, hier der Tibialängsachse, liegt (vgl. MALINZAK et al., 2001; GROOD et al., 1983). Mit verstärkter Beugung entspricht die Floatingachse des Kniegelenkes zunehmend der Längsachse des Femurs, was die Interpretation der Daten erschwert. Aus diesem Grund fanden die Bewegungen der Frontalebene des Kniegelenkes in der vorliegenden Unter-

suchung keine Verwendung. Die Ab- und Adduktion des Hüftgelenkes scheint hingegen stabiler zu sein. Auch hier handelt es sich bei Verwendung des gleichen Modells um die Floatingachse. Interne Untersuchungen konnten zeigen, dass die Messungen der Ab- und Adduktion im Hüftgelenk plausible Ergebnisse hinsichtlich der Validität und Reproduzierbarkeit vorweisen. Es bleibt jedoch eine eingeschränkte Testgüte der Bewegungen in der Transversal- und Frontalebene im Vergleich zur Sagittalebene, die intern und extern durch verschiedene Untersuchungen zur Reproduzierbarkeit kinematischer Daten aus der dreidimensionalen Analyse bestätigt wurde (vgl. hierzu Kapitel 4.1.3). STAGNI et al. (2005) stellen die klinische Aussage dieser Befunde sogar offenkundig in Frage. Auch für die Bewegungen des unteren Sprunggelenkes gelten ähnliche Bedingungen. Die hohe Variabilität der Rückfußbewegung zwischen Probanden bei gleichzeitig kleinen Bewegungsexkursionen hat zusätzlichen Einfluss auf die Testgüte der Messungen am unteren Sprunggelenk. WILLEMS et al. (2006) beschreiben bei einer gesunden Kontrollgruppe (n=167) beim Laufen im Schuh eine maximale Eversion von 7.66° mit einer Standardabweichung von 5.05° . Das Gesamtbewegungsausmaß beträgt in dieser Gruppe im Mittel $13.81^\circ \pm 4.39^\circ$. Ähnliche Streuungen werden auch bei FERBER et al. (2002) beschrieben, wenn man aus dem dort genannten Standardfehler die Standardabweichung schätzt. Findet nur die Eversion des Calcaneus als eine Teilkomponente der Pronation Beachtung, so wird man der Beurteilung der Gelenkbewegungen im unteren Sprunggelenk möglicherweise nicht gerecht. Durch Approximation der wahren, schiefen Gelenkachse muss man allerdings in Kauf nehmen, dass diese interindividuell sehr unterschiedlich ausgerichtet ist (ISMAN, 1969) und dadurch ebenfalls Fehler bei der Kalkulation der Gelenkwinkel generiert werden. Man kann folgern, dass die Aussagen der Literatur und der eigenen Untersuchung für die Transversal- und Frontalebene und die schiefe Gelenkachse des unteren Sprunggelenkes hinsichtlich der eingeschränkten Testgüte kritisch beurteilt werden sollten. In der vorliegenden Studie wurde aus diesem Grund auf die Darstellung der Bewegungen in der Transversalebene gänzlich verzichtet, da diese zudem maßgeblich von den Weichteilschwingungen des Oberschenkels beeinflusst werden.

Die inhaltliche Übereinstimmung der klinischen und kinematischen Untersuchungsergebnisse, die eine Medialisierung der Beinachse darstellen und von der Literatur mehrheitlich gestützt werden, lässt schlussfolgern, dass trotz zum Teil eingeschränkter Messgüte die einleitend formulierte Hypothese bestätigt werden kann. Weitere Studien, insbesondere an größeren Stichproben, sollten in der Lage sein, die bisherigen Befunde nachhaltig zu untermauern.

Neben der dreidimensionalen Laufanalyse wird auch die Messung der plantaren Druckverteilung dazu genutzt, indirekt Aufschluss über bestehende Bewegungsmuster zu ermöglichen. NAWATA et al. (2005) verwendeten die Messung der plantaren Druckverteilung, um darzustellen, inwieweit sich

eine Instabilität des Sprunggelenkes auf das Gangbild auswirkt. Die Druckdaten wurden hierzu mit der Pronations- und Supinationsbewegung assoziiert. BERTSCH et al. (2001) konnten zeigen, dass bei einer axialen Belastung des Unterschenkels die Position des oberen Sprunggelenks Einfluss auf die plantare Lastverteilung hat. Man muss davon ausgehen, dass Änderungen der Gelenkstellung im subtalaren Gelenk Änderungen der medio-lateralen Lastverteilung unter dem Fuß mit sich ziehen. Diese Annahme lässt sich durch die Ergebnisse von WILLEMS et al. (2006) bestätigen, die in einer prospektiven Studie sowohl eine vergrößerte Pronation als auch eine Medialisierung der Abrollbewegung bei Studenten feststellen konnten, die in den Folgesemestern eine Überlastungsverletzung der unteren Extremität erlitten.

Insbesondere die relative Lastverteilung, die unabhängig von Körpergewicht und Laufgeschwindigkeit Aufschluss über eine vermehrt mediale oder laterale Abrollbewegung geben kann, sollte Zeichen einer vermehrten Pronationsbewegung zum Ausdruck bringen können. In der vorliegenden Untersuchung konnten die Befunde der klinischen und kinematischen Untersuchung jedoch nicht durch die plantare Druckmessung bestätigt werden. Weder die Summe der medialen Masken noch die Betrachtung der Einzelmasken deuten auf eine Medialisierung des Abrollvorgangs bei den Frauen hin: es konnten keinerlei geschlechtsspezifische Unterschiede dargestellt werden. Auch die maximalen vertikalen Bodenreaktionskräfte in den Einzelmasken zeigen bis auf Maske 1 (lateraler Rückfuß) keine signifikanten geschlechtsspezifischen Differenzen. Die Frauen weisen hier lediglich eine höhere Variabilität der Daten auf. Die bei den Männern festgestellten, signifikant größeren Kraftanstiegsraten in den Rückfußmasken und der Gesamtmaske und die tendenziell höhere maximale Geschwindigkeit des COP in medialer Richtung lassen vielmehr auf eine höhere Pronationsgeschwindigkeit schließen, sofern ein direkter Transfer zwischen Gelenkbewegungen und plantarer Druckverteilung gegeben ist.

Einen anderen Ansatz beschreibt HENNIG (2001): neben einer vermehrten Pronation der weiblichen Stichprobe beim Laufen konnte er zeigen, dass Frauen höhere relative Mittelfußbelastungen vorweisen [% Gesamt-F_{TI}], Männer hingegen höhere relative Rückfußbelastungen [% Gesamt-F_{TI}]. Die Diskrepanz lässt sich seiner Meinung nach durch einen verstärkten Einbruch des Längsgewölbes bei den Frauen erklären, der als Ausdruck einer vermehrten Pronation auch Bestandteil des *medialen Kollapses* ist. Die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung können diese Theorie bei alleiniger Betrachtung der Mittelwerte und Mediane bestätigen. Das relative Kraft-Zeit-Integral (FTI) der Rückfußmasken ist bei den Männern größer als bei den Frauen, während es sich im Mittelfuß gegenläufig verhält. Dieser Befund lässt sich jedoch mit der schließenden Statistik nicht untermauern, da die Variabilität der Daten zu groß ist. Zudem wiesen andere Autoren (LANGE et al., 2004) nach, dass eine passive Unterstützung des abgeflachten Längsgewölbes durch

einen funktionellen Tapeverband zu einer Erhöhung der Lasten im lateralen und zu keiner Laständerung im medialen Mittelfuß führt, der Druck unter der Ferse und dem medialem sowie mittleren Vorfuß jedoch reduziert werden konnte.

Möglicherweise erschweren die großen Variabilitäten der Pronationsbewegung und der plantaren Druckverteilung zwischen den Probanden eine Klassifizierung des Laufstils über die Druckmessung. Insbesondere für die medio-lateralen Muster spielt zudem die zeitliche und räumliche Auflösung des Systems eine wesentliche Rolle. Dabei ist die Messfrequenz von 100 Hz für die relativ langsame und zyklische Laufbewegung der vorgestellten Untersuchung wahrscheinlich ausreichend. Die räumliche Auflösung des verwendeten Messgeräts ist jedoch möglicherweise nicht sensitiv genug, um bestehende Gruppendifferenzen darzustellen. Zukünftige Verbesserungen der verwendeten Hardware hinsichtlich Sensorgröße lassen insbesondere für die Quantifizierung medio-lateraler Abrollcharakteristika weitere Fortschritte erwarten.

4.2.3 Stoßdämpfungsmechanismen

Hypothese 1-3:

Läuferinnen haben andere passive und aktive Mechanismen zur Reduktion der maximalen Bodenreaktionskräfte beim Fersenaufsatz als Läufer.

Die Erschütterung, die vor allem während dem initialen Fersenkontakt als Stoßwelle durch den gesamten Körper geht, konnte bei LäuferInnen bisher nicht mit Verletzungen in Verbindung gebracht werden (NIGG, 2001; BENELL et al., 2004). Mehr noch, die positive Wirkung von Impactkräften auf die Knochendichte wird insbesondere vor dem Hintergrund der Verminderung des Osteoporose-Risikos als positiv gewertet (vgl. LANE et al., 1986; MICHEL et al., 1992; REIN-SCHMIDT ET AL., 2000). Interessanterweise ist der Körper bestrebt, den ersten maximalen Kraftstoß möglichst konstant zu halten. Beschleunigungsmessungen an der Tibia und Messungen der vertikalen Bodenreaktionskräfte konnten zwar zeigen, dass die Höhe der Impactkräfte abhängig von der Laufgeschwindigkeit ist (vgl. PAYNE, 1981; CLARKE et al., 1981; NIGG et al., 1987a) und auch Unterschiede zwischen barfuß und beschuhtem Laufen vorliegen (NISHIWAKA, 2003), die Sohlenhärte eines Laufschuhs jedoch keinen oder einen nur unsystematischen Einfluss auf die Vertikalkräfte nimmt (vgl. CLARKE et al., 1983a; DENOTH et al., 1985; SNEL et al., 1985; NIGG, 1987a, 1988b). Zudem konnte nachgewiesen werden, dass mit zunehmendem Lauftempo die Dämpfungseigenschaften des Gesamtsystems besser werden, da das Verhältnis zwischen den an der Tibia und am Kopf gemessenen Beschleunigungskräften größer wird und demnach die Ganzkörperdämpfung zunimmt. Dieser Mechanismus wird insbesondere der Verlängerung der

Schrittlänge zugesprochen (MERCER et al., 2002). Auch DERRICK et al. (1998) konnten zeigen, dass die Dämpfungseigenschaften des Körpers mit ansteigender Schrittlänge zunehmen.

Die unter anderem von NIGG (2001) postulierte Neuorientierung im Hinblick auf den Begriff der Dämpfung scheint besonders vor dem Hintergrund des Komforts berechtigt. Möglicherweise ist nicht das Verhindern von hohen Impactkräften zur Verletzungsprophylaxe das Hauptanliegen des menschlichen Systems, sondern die Kontrolle der durch den gesamten Körper gehenden Stoßwellen, um unangenehm empfundene Erschütterungen zu verhindern. Dazu werden eventuell geschlechtsspezifisch unterschiedliche Mechanismen verwendet.

Ein möglicher Einflussfaktor ist der Bewegungsablauf. So wird insbesondere der Pronationsbewegung (HENNIG, 1986) und den Bewegungen der unteren Extremität in der Sagittalebene Dämpfungseigenschaften zugeschrieben, da sie den Bremsweg verlängern können. CLARKE et al. (1983b) beschreiben den Zusammenhang zwischen veränderten kinematischen Variablen und Stoßabsorption und auch CAVANAGH (1987) und MILLIRON et al. (1990) drücken diesen Zusammenhang aus, indem sie die Beugephase des Kniegelenkes zwischen Fersenaufsatz und mittlerer Standphase als Dämpfungsphase bezeichnen.

Durch eine vermehrte Bewegungsexkursion der Gelenke der UEX in der frühen Standphase wird die Vertikalkraftspitze reduziert. In der vorliegenden Untersuchung konnte mit Hilfe der dreidimensionalen Bewegungsanalyse in allen drei betrachteten Gelenken innerhalb der ersten 70% der Standphase eine vermehrte Flexion bei den Frauen nachgewiesen werden. Die kinematische Kette der Flexionsfolge erfolgte in beiden Geschlechtern von proximal nach distal. Knie-Flexion und Pronation ereigneten sich zeitgleich. Das Gesamtbewegungsausmaß der Hüfte in der Sagittalebene war bei den Frauen signifikant größer, tendenziell auch das Bewegungsausmaß der Hüftadduktion. Im Kniegelenk wiesen die Männer eine tendenziell größere mittlere Flexionsrate auf. Das Gesamtbewegungsausmaß im OSG war bei den Frauen tendenziell größer, so auch das lokale Bewegungsausmaß im USG.

Möglicherweise finden diese Differenzen des Bewegungsablaufs Ausdruck in den unterschiedlichen relativen Lastverteilungen im Rück- und Mittelfußbereich. Bei den Frauen kommt es hier zu einer Verschiebung der Lastverteilung Richtung Mittelfuß. Allerdings sind die vorgestellten Ergebnisse statistisch gesehen sehr schwach und sollten mit Vorsicht interpretiert werden.

Die Vertikalkraftspitze F_{\max} der lateralen Rückfußmaske und die maximale Kraftanstiegsrate der Rückfußmasken und der Gesamtmaske sind bei den Männern signifikant größer. Sie finden im Mittel während der ersten 15% des ROP statt. Demnach sind die Unterschiede nicht auf die kleineren Bewegungsexkursionen der UEX bei den Männern zurückzuführen, da sich die geschlechtsspezifischen Verschiebungen des Bewegungsausmaßes über $\approx 70\%$ der Abrollbewegung

erstrecken. Die Erhöhung der Kraftparameter im lateralen Fersenbereich können jedoch eine Folge der verminderten Kniestreckung bei den Männern beim Fersenaufsatz sein. Diese bewirkt eine Erhöhung der effektiven Masse beim initialen Bodenkontakt.

Auch HENNIG (2001) berichtet von geringeren Druckanstiegsraten, Lasten und Druckspitzen (*passiver Impact Peak*) bei den Läuferinnen. KELLER et al. (1996) konnten jedoch keine geschlechtsspezifischen Unterschiede der Bodenreaktionskräfte beim Gehen, Joggen und schnellen Rennen nachweisen.

Viele Autoren haben anhand initialer und maximaler Gelenkwinkel versucht, die erhöhte Verletzungsinzidenz des vorderen Kreuzbandes bei Frauen zu erklären. Die Maße wurden zumeist bei Lande- oder Schneidemanövern erhoben. KERNOZEK et al. (2005) konnten bei der Landung nach einem Sprung bei Frauen höhere Flexionswinkel in Hüfte, Knie und OSG nachweisen. DECKER et al. (2003) beschreiben ebenfalls nach der Landung eine vermehrte Dorsal-Extension im Sprunggelenk. Auch in der vorliegenden Untersuchung hatten die Frauen in allen drei großen Gelenken der UEX einen initial größeren Flexions- bzw. Dorsalextensionswinkel. Da der Anstellwinkel des Fußes zum Zeitpunkt des Bodenkontaktes nicht gemessen wurde, bleibt unklar ob die vermehrte Dorsal-Extension durch einen größeren Anstellwinkel des Fußes gegenüber der Lauffläche oder durch eine verstärkte Annäherung der Tibia gegenüber dem Fußrücken herrührte. Im Hüftgelenk zeigten die Frauen tendenziell, im Knie- und oberen Sprunggelenk signifikant größere Flexionsmaxima. Im Widerspruch dazu stehen Ergebnisse von LEPHART et al. (2002), MCLEAN et al. (2004) und JAMES et al. (2004), die bei unterschiedlichen Bewegungsaufgaben bei Frauen geringere maximale Flexionswerte in Knie und Hüfte nachgewiesen haben. Auch zum Zeitpunkt des Bodenkontakts waren die Flexionswerte hier kleiner. Landungen mit nahezu gestrecktem Knie werden in Zusammenhang mit einer schlechteren muskulären Stabilisierung für das Auftreten von Rupturen des vorderen Kreuzbandes verantwortlich gemacht (IRELAND, 2002).

Weit weniger Autoren haben die geschlechtsspezifische Unterschiede in der Laufbewegung erforscht. Dies ist sicherlich auch darauf zurückzuführen, dass das Geschlecht beim Laufen per se keinen Risikofaktor darstellt (VAN MECHELEN, 1992). KERRIGAN et al. (1998) untersuchten das Gangbild und fanden bei den Frauen eine vermehrte Hüftflexion vor, die ihrer Meinung nach durch die relativ zur Beinlänge gesehen größere Schrittlänge hervorgerufen wurde. Dies kann auch in der vorliegenden Untersuchung der Grund für die geschlechtsspezifischen Unterschiede sein, da die Frauen gleich schnell wie die Männer laufen mussten und dies möglicherweise zu einer Modifikation der Kinematik geführt hat. Allerdings hatten die Frauen in der Untersuchung von KERNOZEK et al. tendenziell weniger Knie-Flexion und Dorsal-Extension. Auch beim Joggen konnten FERBER et al. (2003) eine vermehrte Hüftflexion bei der weiblichen Stichprobe darstellen,

keine Unterschiede fanden sich bei Betrachtung der Knie-Flexion, wohingegen MALINZAK et al. (2001) ein geringeres Gesamtbewegungsausmaß und einen kleineren maximalen Kniebeugewinkel bei Frauen im Laufen feststellen konnten.

Die vorliegenden geschlechtsspezifischen Differenzen der Bewegungs- und Druckverteilungsmuster könnten einerseits durch die durch das Lauftempo bei den Frauen künstlich vergrößerte Schrittlänge erklärt werden. Diese wird wiederum in Zusammenhang mit einer vermehrten Beugung des Hüftgelenkes und verbesserten Dämpfungseigenschaften gebracht (KERRIGAN et al., 1998; MERCER et al., 2002; MERCER et al., 2003).

Andererseits ist es denkbar, dass Frauen aufgrund der geringeren aktiven (Muskulatur) und passiven (Kapseln und Bänder) Stabilisationsmöglichkeiten das erste Vertikalkraftmaximum beim Laufen durch alternative Bewegungsmuster reduzieren, insbesondere durch eine vermehrte Flexion im Kniegelenk zum Zeitpunkt des Bodenkontakts.

Die Dämpfungsthematik der Laufschuhkonzeption lässt sich mit den Ergebnissen der vorliegenden Untersuchungen nur ansatzweise lösen, da sich die Unterschiede in der relativen Lastverteilung lediglich tendenziell darstellen lassen. Für Aussagen bezüglich der vertikalen Bodenreaktionskraft ist das verwendete System mit seiner eingeschränkten zeitlichen Auflösung begrenzt. Möglicherweise konnten deshalb einige Zusammenhänge nicht festgestellt werden.

Trotz der genannten Problematik sollen im Folgenden die eigenen Ergebnisse und die Angaben der Literatur vor dem Hintergrund der Dämpfungscharakteristika eines Laufschuhs zusammengefasst werden. Die in Zusammenhang mit hohen maximalen Bodenreaktionskräften häufig diskutierte Verletzungsfrage verliert aufgrund der fehlenden Evidenz zunehmend an Bedeutung. Hinzu kommt, dass die Energie, die die Mittelsohle des Laufschuhs absorbieren oder speichern kann im Verhältnis zum Energieumsatz der unteren Extremität zu vernachlässigen ist (HENNIG et al., 1990). An Stelle der Verletzungsprophylaxe rückt der Komfortaspekt. Die Ansätze hierfür sind vielfältig. Während NIGG (2001) insbesondere die Reduktion von Weichteilschwingungen in den Vordergrund der zukünftigen Forschungsfragen stellt, ist es auch denkbar, dass die Stoßwelle durch den Körper als Maß des Komforts empfunden wird. Einstimmigkeit besteht jedoch in der Ansicht, dass die Dämpfungseigenschaften des Schuhs in hohem Maße mit dem subjektiven Komfortempfinden des Trägers zu tun haben und letzteres aus diesem Grund ein sehr wichtiges Kriterium für die Beurteilung von Dämpfungseigenschaften darstellt (REINSCHMIDT et al., 2000). Die Daten der vorliegenden Untersuchung deuten darauf hin, dass Frauen mit Hilfe unterschiedlicher Bewegungskarakteristika die Impact-Kräfte reduzieren. Bei der praktischen Umsetzung in den Schuhbau sollte berücksichtigt werden, dass erwachsene Frauen im Schnitt 12 cm kleiner und 18 kg

leichter sind als Männer (ATWATER, 1990) und die Eigenschaften des verwendeten Materials diese absoluten Unterschiede berücksichtigen müssen.

4.2.4 Fußmorphologie

Hypothese 1-4:

Die Morphologie der Frauenfüße unterscheidet sich von der Morphologie der Männerfüße.

Die Betrachtung der Fußmorphologie im Geschlechtervergleich liefert sehr aufschlussreiche Informationen. Bei Betrachtung der Kreuztabellen konnte durch die Differenzierung verschiedener Maße nach Größe und Geschlecht beim direkten Vergleich der Schuhgrößen EU 38-40 zunächst ein geschlechtsspezifischer Unterschied der Breiten- und Höhenmaße dargestellt werden. Dieser lässt sich zumeist auch bei der schließenden Statistik bestätigen (- auch unter Berücksichtigung der Ergebnisse der Intratester-Reproduzierbarkeit).

In der Literatur haben verschiedene Autoren geschlechtsspezifische Differenzen der Fußmorphologie beschrieben. MANNA et al. (2001) verglichen die gemittelten Absolutmaße verschiedener Fußdimensionen und konnten dabei für Höhen, Breiten und Längen feststellen, dass Frauenfüße kleiner sind als Männerfüße. ANIL et al. (1997) berichten, dass Frauen bei gleicher Fußlänge schmalere Füße hinsichtlich Breite und Umfang haben. Hinsichtlich der Fußbreite beschreibt dies auch FREY (2000). FESSLER et al. (2005) vermaß die Fußlänge relativ zur Körperlänge. Frauen hatten in der vorgestellten Untersuchung bei gleicher Körpergröße kleinere Füße als Männer. Auch WUNDERLICH et al. (2001) beschreiben, dass im Geschlechtsvergleich Frauen bei gleicher Körperlänge schmalere und kürzere Füße haben. In ihrer Untersuchung wurden zudem verschiedene Fußmaße oberhalb und unterhalb des Knöchels zur Fußlänge normiert. Dieses Vorgehen hat gegenüber dem Vergleich innerhalb der Schuhgrößen den Vorteil, dass die zu vergleichende Stichprobe größer ist, da alle Fußlängen auf einmal berücksichtigt werden können. Unterhalb des Knöchels fanden sie hinsichtlich der Zehenhöhe und des Spannumfangs geschlechtsspezifische Unterschiede, beide waren bei den Frauen kleiner. Die Kleinzehenballenlänge war bei den Frauen kürzer und das Gewölbe höher. Auch die Knöchellänge war hier kürzer, dieses Maß ist mit der Spannlänge vergleichbar. Der Befund kann zum Teil durch die eigenen Ergebnisse bestätigt werden. Beim Vergleich der zur Fußlänge normierten Maße sind Kleinzehenballenlänge und Spannlänge bei den Frauen signifikant kürzer. Im Rahmen der vorliegenden Untersuchung wurde jedoch deutlich, dass die Verwendung von Relativmaßen die Ergebnisse maßgeblich beeinflussen kann, wenn die Fußdimensionen abhängig von der Fußlänge sind: bei Betrachtung der relativen Fußmaße konnten zwar aufgrund der großen Stichprobe

geschlechtsspezifische Unterschiede der Fußmorphologie festgestellt werden, diese stehen aber im Widerspruch zu den Ergebnissen der Kreuztabellen und der T-Test's. Die bei der Betrachtung der Relativmaße dargestellten Abweichungen sind sehr gering, so dass deren praktische Relevanz, insbesondere für die Längenmaße, in Frage gestellt werden muss. Zudem liegen die Differenzen der Mittelwerte im Bereich des Messfehlers. Auch für die Unterschiede der Breitenmaße ist letzteres der Fall, die Befunde stehen jedoch im Einklang mit den Angaben der Literatur. Diesem zufolge ist die Ferse bei den Frauen in Relation zum Vorfuß schmaler als bei den Männern (FREY, 2000). Während in der vorliegenden Studie die Ballenbreite bei den Frauen tendenziell größer ist als bei den Männern (0.3% Fußlänge), haben letztere eine signifikant breitere Ferse (0.2% Fußlänge). Bei einer Fußlänge von 280 mm (Größe EU 42) würde dies in beiden Fällen einer absoluten Diskrepanz von weniger als 1 mm entsprechen. Es ist jedoch anzumerken, dass die Unterschiede gegenläufig sind, demnach die Gesamtdiskrepanz bei 0.5 % Fußlänge liegt (bei Größe 42 entspricht dies 1.4 mm). Die Vorfußdifferenz wird möglicherweise durch die höhere Inzidenz von Vorfußleiden bei den Frauen hervorgerufen (MANNA et al., 2001), die sich gehäuft durch eine Valgisierung des Großzehens äußern (FREY, 1993). Auch in der vorliegenden Untersuchung hatten die Frauen einen signifikant größeren Großzehenwinkel als die Männer und dies, obwohl vor der Datenanalyse Extremwerte mit einem Winkel von mehr als 19° exkludiert wurden. Die Anzahl der Probanden, die einen beidseitigen Hallux valgus $>19^\circ$ hatten, war bei beiden Geschlechtern gleich groß. Einseitige Drop-outs waren jedoch weitaus häufiger bei den Frauen anzutreffen (18 versus 10 Probanden). Zu berücksichtigen bleibt, dass der Unterschied in der Größenordnung des Messfehlers liegt.

Wie zuvor für den Großzehenwinkel war auch für den Ballenwinkel keine Normalisierung erforderlich, da kein Zusammenhang zwischen dem Winkelmaß und der Fußlänge besteht (Pearson Korrelationskoeffizient $r < 0.2$). Hier zeigt sich erneut ein geschlechtsspezifischer Unterschied: der Winkel ist bei Frauen etwa 1° steiler. Bei einem Gesamtwertebereich von 16.4° wird jedoch deutlich, dass dieser Winkel inter-individuell sehr unterschiedlich und dabei der geschlechtsspezifische Unterschied zu vernachlässigen ist. Allerdings ist für die Positionierung der Flexzonen im Vorfußbereich der Ballenwinkel bzw. die Position des Großzehen- und Kleinzehengrundgelenkes sehr wichtig, da die Sollknickstelle des Schuhs im optimalen Fall der Gelenklinie zwischen Mittelfußköpfchen und Zehenphalanx entsprechen sollte (ROSSI et al., 1984; HAWES et al., 1994). Der Ballenwinkel wird deshalb in der späteren Diskussion zur Umsetzung der Ergebnisse in die Laufschuhkonzeption erneut aufgegriffen.

WUNDERLICH et al. (2001) zufolge ist insbesondere für Analysen, die im Bereich des Schuhdesigns Anwendung finden sollen die Verwendung von Relativmaßen (normiert zur Fußlänge) berechtigt.

In ihrer Arbeit konnten die Ergebnisse der Relativmaße in der in beiden Geschlechtern vorkommenden Fußlänge 257 mm bestätigt werden. Die Ursache für die Diskrepanz ihrer Untersuchungsergebnisse mit den zuvor erwarteten geschlechtsspezifischen Unterschieden sehen sie insbesondere in der Methode und den gewählten Messdimensionen, die möglicherweise unzureichend sind. Diese Aussagen stehen in einem deutlichen Widerspruch zu den hier vorliegenden Ergebnissen. Mit Hilfe der Clusteranalyse konnte gezeigt werden, dass die Fußmorphologie abhängig von der Fußlänge ist und demnach die Relativmaße das Ergebnis verschleiern. Kleinere Füße sind eher voluminös, längere Füße schmaler und flacher. Die Höhen- und Breitenmaße konnten sich primär in beiden der durchgeführten Clusteranalysen als Diskriminator der Cluster herauskristallisieren, die Längen- bzw. Winkelvariablen differenzierten hingegen nur sekundär. Die geschlechtsspezifischen Diskrepanzen in Größe 38-40 lassen sich durch eine Verschiebung der Clusterhäufigkeiten um etwa drei Schuhgrößen beschreiben. Sind die voluminösen Füße bei den Frauen insbesondere zwischen Größe EU 34-36 anzutreffen, so liegt der Bereich bei den Männern zwischen Größe EU 37-40. In Größe 38-40 wurden demnach die schmalere Frauenfüße mit den voluminöseren Männerfüßen verglichen. Es ist also nicht überraschend, dass Männer in diesen Größen breitere und höhere Füße haben als Frauen, obwohl beim Vergleich der Relativmaße kein diesbezüglicher Unterschied festgestellt werden konnte. Obwohl keine Untersuchungen bekannt sind, die ein identisches methodisches Vorgehen zur Darstellung geschlechtsspezifischer Unterschiede der Fußmorphologie verwendet haben, beschreiben verschiedene Autoren den identischen Sachverhalt. MANFIO (2003) berichtet in seiner Arbeit, dass Breiten- und Höhenmaße nicht proportional zur Fußlänge zunehmen. Demnach werden diese Maße bei zunehmender Fußlänge proportional kleiner. Auch ANIL et al. (1997) kommen zu ähnlichen Ergebnissen. Bei Verwendung der Relativwerte nimmt das Verhältnis von Fußlänge zu Fußbreite von den kleineren zu den größeren Füßen ab, die Fußbreite wird also mit zunehmender Fußlänge kleiner. In diesem Zusammenhang hat ROSSI et al. (1984) einen interessanten Ansatz beschrieben. Er setzt die unterschiedlichen Fußtypen mit den Körperkonstitutionstypen in Verbindung. Der *endomorphe Typ* (entspricht dem Typus *Pykniker*) zeichnet sich durch seine fleischige, plumpe, klein-knöchernen und fette, eher gedrungene Fußform aus. Dieser kommt insbesondere bei den kleineren Größen vor und ist im Verhältnis zur Körpergröße ein eher kleiner, jedoch sehr voluminöser Fuß. Der Typus *Ectomorph* (vgl. *Leptosom*) ist lang, schmal und langknöchig, hat eine eher schmale Muskulatur und ein mittleres bis hohes Längsgewölbe. Er ist insbesondere beim Langstreckenläufer anzutreffen. Der *Mesomorph* (vgl. *Athletiker*) ist ein eher stämmiger, muskulärer und grobgliedriger Fußtyp mit gering ausgeprägtem Gewölbe. An dieser Stelle soll zwar kein direkter Transfer der beschriebenen Fußtypen zu den im Rahmen der Arbeit vorgestellten

Clusterlösungen gezogen werden, da sich die Eigenschaften nicht alle konkret zuordnen lassen und zudem nicht davon auszugehen ist, dass es sich bei einer zu 90% aus Sportlern und Sportlerinnen bestehenden Stichprobe hinsichtlich der Körperkonstitutionen um normalverteilte Daten handelt. Allerdings wird deutlich, dass die Körperkonstitution einen maßgeblichen Einfluss auf den Fußtypus hat und dieser zudem größenabhängig ist, da insbesondere der *endomorphe Typ* in den kleineren Größen häufiger vertreten ist. Dies untermauert die These, dass kleine Füße häufiger voluminös sind, als größere.

Fasst man die Ergebnisse der eigenen Untersuchung und die Erkenntnisse der genannten Arbeiten zusammen, so wird deutlich, dass die Fußproportionen beim geschlechtsspezifischen Vergleich bisher nur unzureichend berücksichtigt wurden. Männer- und Frauenfüße verhalten sich proportional gesehen zwar sehr ähnlich, durch die Geschlechtsverschiebung von etwa drei europäischen Schuhgröße sind Männer und Frauen jedoch gesondert zu betrachten.

Hypothese 1-5:

In der Frauenlaufschuhindustrie verwendete (Männer-) Leisten werden der Passform und Gradierung der weiblichen Fußform nicht gerecht.

Die folgenden Ausführungen basieren auf der Annahme, dass der Laufschuhleisten hauptverantwortlich für die Passform des Schuhs ist und in Anlehnung an die Fußform hergestellt werden sollte (vgl. ROSSI et al., 1984; JANISSE, 1992; BATALLER et al., 2001). FREY (2000) und WUNDERLICH et al. (2001) bemängeln jedoch, dass Frauenschuhe häufig auf Männerleisten gefertigt bzw. diese zur Herstellung von Frauenleisten einfach nur den entsprechenden Größen angepasst werden, um der Fußform der weiblichen Bevölkerung gerecht zu werden. Bevor zu den Ergebnissen des praktischen Vergleiches der Leistenform mit dem weiblichen Fuß Stellung genommen wird, zeigte sich bereits aus den zuvor beschriebenen Schlussfolgerungen, dass ein direkter Transfer der Leisten von Männern zu Frauen aufgrund der Geschlechterverschiebung der Fußmaße nicht möglich ist. Dies ist nur dann sinnvoll, wenn man den genannten Verlauf der Fußproportionen bei der Gradierung berücksichtigt. Bei Verwendung eines Männerleistsens für den Frauenschuh ist jedoch zu erwarten, dass der Schuh zu breit ausfällt, da der Männerschuh in Größe 39 für den voluminösen Männerfuß getestet wurde, nicht aber für den in Größe 39 schmäleren Frauenfuß. Die Verwendung dieses Männerleistsens für den Frauenschuh erscheint demzufolge unangemessen.

Neben dieser eher theoretischen Anmerkung, weist der vollzogene Vergleich mit einem Männerlaufschuhleisten quantifizierbare Defizite auf, die auf eine unzureichende Umsetzung der

weiblichen Fußmorphologie in die Leistengenerierung schließen lassen. Während die Gradierung der Ballen- und Kleinzeheballenlänge dem Längenzuwachs der Füße von einer zur nächsten Schuhgröße weitestgehend entsprechen, zeigt insbesondere die Kleinzeheballenlänge bei Betrachtung der Absolutwerte Diskrepanzen zwischen Leisten und Fußform auf. Die am Leisten gemessene Position des Kleinzeheballens liegt 16-21 mm weiter distal im Vergleich zum realen Fuß. Die Differenz zwischen den einzelnen Clustern liegt hier bei etwa 3-6 mm, ist also unter Berücksichtigung der Gesamtdiskrepanz zwischen Leisten und Füßen zu vernachlässigen. Wie bereits zuvor beschrieben ist die Position des Kleinzehegrundgelenks mitentscheidend für die Positionierung der Abrolllinie am Schuh. Die Ergebnisse lassen darauf schließen, dass der Ballenwinkel beim Laufschuhleisten flacher ausfällt als beim tatsächlichen Fuß und diese Diskrepanz auch vor dem Hintergrund der hohen Variabilität des Ballenwinkels Berücksichtigung finden sollte.

Bei der Zehenhöhe besteht das deutlichste Missverhältnis zwischen Fuß und Leisten. Obwohl die Gradierung zwischen US 6 - US 10 lediglich eine Abweichung von 1.6 mm zwischen Fuß- und Leistengradierung vorweist, zeigen die Absolutwerte Unterschiede von 5-7 mm, wobei der wahre Fuß höher ist als der Leisten. Bei Berücksichtigung des voluminösen Fußtyps ist der Unterschied sogar noch 1-2 mm größer. Diese recht deutliche Diskrepanz ist möglicherweise auch auf die Messmethode zurückzuführen, da der Leisten im Vorfußbereich nicht auf der Unterlage aufliegt (*Vorfußsprengung*) und die Vermessung dieser Region nicht identisch durchgeführt werden kann. Zudem muss berücksichtigt werden, dass das Obermaterial insbesondere nach oben nachgibt, da beim Laufschuh zumeist mit Materialien gearbeitet wird, die sich dehnen lassen. Da viele LäuferInnen, insbesondere nach längeren Läufen, über blaue Zehen klagen, sollte dieser Befund jedoch in der späteren Umsetzung erneut aufgegriffen werden.

Auch die Spannhöhe unterscheidet sich zwischen Fuß- und Leistenform deutlich. Die Gradierung scheint hier erneut zweitrangig zu sein, die Diskrepanz ist dabei geringfügig abhängig von der Fußlänge (US 6: 16 mm; US 9.5: 20 mm). Die Spannhöhe ist hinsichtlich der Passform nicht ganz so sensibel, da zum einen Platz für die Einlegesohle im Schuh gelassen werden muss, zum anderen mit Hilfe der Schnürung die Passform im Bereich des Fußspans angepasst werden kann (FREY, 2000; LUXIMON et al. 2003).

Entgegen der Längen- und Höhenmaße, bei denen die Gradierung des Leistens gegenüber der Längenzunahme der Füße nur sekundär von Bedeutung zu sein scheint, zeigt sich bei den Breitenmaßen, dass die Passform maßgeblich von der Schuhgröße abhängig ist und demnach die Gradierung Einfluss auf den Vergleich nimmt. Sowohl für die Ballen- als auch für die Fersenbreite konnte gezeigt werden, dass diese Maße von Leisten und Füßen in den kleinen Größen sehr

ähnlich sind. Der voluminöse Fußtyp ist zum Teil sogar breiter als der Leisten. In den größeren Schuhgrößen wird die Diskrepanz zwischen den Füßen und Leisten immer deutlicher und lediglich das Cluster mit den voluminösen Füßen wird in etwa durch die Passform des Leistens berücksichtigt. Da dieser Typ jedoch ab EU 7.5 nur noch von weniger als 30% der Probanden in den jeweiligen Größen repräsentiert wird, sollte diese Kongruenz zwischen Leisten und Fußform nicht als Orientierung für die gesamte Population gewertet werden. Die zwei anderen Fußtypen weisen Diskrepanzen zwischen 3.5 - 5.9 mm zu der Leistenform auf. Bei einer Längenzunahme von 6.66 mm je Größe (dies entspricht einer ganzen Größe in *Französisch Stich*) geht man von einer Zunahme des Umfangs von etwa 4-6 mm aus (BLATTNER, 2003); die reine Ballenbreitenzunahme beträgt etwa ein Drittel davon. Da es in der Schuhindustrie auch halbe Größen gibt, wird deutlich, dass die dargestellten Unterschiede zwischen Fuß- und Leistenform hohe praktische Relevanz haben. Zudem wird offensichtlich, dass bei Betrachtung des Mittelwertes über alle Füße kein Fuß richtig versorgt wird, da der Schuh in diesem Fall für Füße des voluminösen Typs in den kleinen Größen zu schmal, für die anderen zwei Fußtypen in allen Größen zu breit ist.

Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass eine Modifikation des Laufschuhleistens im Bereich der Zehenhöhe und der Kleinzehenballenlänge erforderlich ist, um der weiblichen Fußmorphologie gerecht zu werden. Die Gradierung des Leistens muss insbesondere für die Breiten in Rück- und Vorfuß angepasst werden. In diesem Zusammenhang sollten die Fußproportionen bei der Generierung eines für möglichst viele Läuferinnen angemessenen Schuhdesigns mit beachtet werden.

4.3 Empfehlungen für eine frauenspezifische Laufschuhkonzeption

Hypothese 2-1:

Durch die Bearbeitung der Hypothesen 1 - 5 und der Auseinandersetzung mit der Literatur lassen sich konkrete Maßnahmen für eine frauenspezifische Laufschuhkonzeption ableiten, die Dämpfungs- und Stabilitätseigenschaften sowie die Passform berücksichtigen.

Die folgenden Inhalte orientieren sich an den Angaben von ROSSI et al. (1984). In ihrem Standardwerk „Professional Shoe Fitting“ beschreiben er und sein Co-Autor verschiedene Elemente, die bei der Laufschuhkonzeption Berücksichtigung finden sollten. Aufbauend auf einem speziellen Leisten soll diese Elemente aus der Orthopädienschuhtechnik integrieren, das Gewicht des Schuhs, Dämpfungs- und Stabilitätselemente sowie Schnürsysteme berücksichtigen und dabei

spezielle Materialien einbeziehen. Die folgende Gliederung orientiert sich an der Reihenfolge der Hypothesen 1-1 bis 1-5 und soll keine hierarchische Gewichtung darstellen.

4.3.1 Stabilitätselemente

Einen wichtigen Aspekt der Frauenlaufschuhkonzeption stellen die Stabilitätseigenschaften des Laufwerkzeugs dar.

In Anlehnung an die Literatur und im Rahmen der eigenen Untersuchung konnten zuvor Ergebnisse dargestellt werden, die verdeutlichen, dass die Achsverhältnisse in allen Gelenken der unteren Extremität auf ein vermehrtes mediales Einknicken bei den Frauen hindeuten und der Zusammenhang zwischen vermehrter Pronation und höherer Verletzungsinzidenz zunehmend gesichert zu sein scheint (vgl. hierzu beispielsweise WILLEMS et al., 2006). Vor diesem Hintergrund scheint die Stabilisierung der Standphase beim Laufen durch ein speziell konzipiertes Schuhwerk bei Frauen noch wichtiger zu sein, als bei Männern. Die funktionelle Führung des Abrollvorgangs soll dem Zwecke der Verletzungsprophylaxe Rechnung tragen, insbesondere vor dem Hintergrund zunehmender Bewegungsexkursionen bei Ermüdung. „Funktionell“ bedeutet in diesem Zusammenhang, dass Bewegungen nicht unterbunden, wohl aber kontrolliert werden sollen.

Frauen haben trotz geringerem Absolutgewicht einen prozentual höheren Körperfettanteil als Männer und in Kombination mit einem geringeren Muskelanteil demnach auch eine schlechtere Energiebilanz. Vor dem Hintergrund der Ermüdung sollte trotz eingebauter Stabilitätselemente das Schuhgewicht deshalb möglichst gering gehalten werden. Zudem darf das Material nicht zu rigid sein, da eine zu harte Mittelsohle insbesondere bei geringerem Körpergewicht und langsameren Laufgeschwindigkeiten die Flexibilität des Schuhs in Abrollrichtung einschränkt und demnach die natürliche Bewegung zu stark behindert. Da sich Mittelsohlen mit zwei unterschiedlichen Härtegraden („*Dual density*“) neben dem Gewichtsnachteil auch hinsichtlich ihrer Funktionalität zur Reduktion der Pronationsbewegung und –geschwindigkeit nicht bewähren konnten (vgl. hierzu Kapitel 1.3.4), wird als Schlussfolgerung der vorliegenden Arbeit folgendes Konzept zur Stabilitätskontrolle bei Frauenlaufschuhen formuliert. Durch einen Verzicht auf einen zweiten Härtegrad soll die Stabilität unter anderem durch eine verstärkte Fersenkappe erzielt werden. Diese sollte für ein zusätzliches Maß an Führung medial etwas weiter nach vorne gezogen werden (ROSSI et al., 1984). Eine vertikale Verstrebung unterhalb des Innenknöchels kann diesen Effekt zusätzlich verstärken (FERRANDIS et al., 1994). Obwohl WITANA et al. (2004) beschreiben, dass die Berücksichtigung der Fersenbreite bei der Bestimmung der Passform zu vernachlässigen ist, bemerken GHELUWE et al. (1999), dass insbesondere ein guter Fersensitz mitverantwortlich für die Wirkungsweise einer stabilisierenden Fersenkappe ist. Eine Ansicht, die sich auch durch Einlagenkonzepte

verschiedener Orthopädienschuhtechniker bestätigen lässt, die unter Verwendung einer hohen Schale für einen guten Fersenhalt sorgen. Da Frauen im Vergleich zu Männern eine tendenziell schmalere Ferse und Achillessehne haben (FREY, 2000), sollte der Fersenführung beim Frauenlaufschuh ein besonderer Stellenwert zugesprochen werden. Neben der Fersenführung ist die Passform des gesamten Schuhs ein wesentliches Kriterium der Stabilität. Eine schlechte Passform kann zu Bewegungen zwischen Fuß und Schuh und damit zu einem Stabilitätsverlust führen. Zur Verbesserung der Stabilität im Fersen-, Mittel- und Vorfußbereich wird in der vorliegenden Arbeit eine fußtypenspezifische Passformoptimierung vorgestellt.

Neben der Optimierung der Passform kann durch eine nach lateral abfallende Neigung der Mittelsohle (Varusrampe) eine Verringerung der Pronation erzielt werden, die sich auch auf die Beinachse weiter proximal auswirken kann. Diese Intervention findet z. B. auch bei Patienten mit Gonarthrose im Rahmen der Einlagenversorgung Anwendung. Das genannte Konzept wurde letztes Jahr erstmalig in der normalen Laufschuhkonzeption umgesetzt (*Nike Air Cesium*). Bisher stehen jedoch Studien aus, die mögliche negative Auswirkungen dieser Maßnahme untersucht haben. Aus diesem Grund ist die Abschrägung zunächst in einem moderaten Ausmaß zu wählen. Während in den einleitend genannten Studien Abschrägungen von 4°, 8° und mehr Grad verwendet wurden (KERSTING et al., 2003; MILANI et al., 1995; VAN WOENSEL et al., 1992), enthält der *Nike Air Cesium* eine Rampe von 3°, der hier als ein bereits in die Praxis umgesetzter Richtwert gelten sollte. Alternativ zu einer Abschrägung der Mittelsohle ist auch eine Längsgewölbestütze denkbar, die in die Mittelsohle integriert oder extern als funktionelles Element im *Sockliner* eingebaut wird. NIGG et al. (1986) konnten nachweisen, dass diese zumindest hinsichtlich der Initialpronation einen positiven Effekt hat. Deskriptiv konnte auch ein Einfluss auf das Ausmaß der Totalpronation dargestellt werden. Dieses Konzept besitzt in der orthopädischen Einlagenversorgung einen sehr hohen Stellenwert, allerdings gestaltet sich insbesondere die Positionierung der Stütze im universell verwendeten Laufschuh als schwierig.

Die Verwendung einer negativen Fersenabschrägung kann ebenfalls die initiale Pronation und Pronationsgeschwindigkeit reduzieren (NIGG et al., 1987b). In der Laufschuhindustrie wird diese häufig in Form des sogenannten *Crash-pads* umgesetzt. Dabei handelt es sich um ein im Bereich der hinteren, lateralen Außensohle entkoppeltes Element mit negativer Fersenabschrägung, welches häufig aus einem weicheren Material gefertigt wird. Diese unterschiedlichen Mechanismen sollen die Initialpronation und deren Geschwindigkeit reduzieren und zudem den Hebel auf die Rückfußbewegung verringern.

Als ein weiteres stabilisierendes Element empfiehlt sich eine zuggurtende Schnürung, die eine individuelle Anpassung ermöglicht. Nach dem Vorbild der Wirkungsweise funktioneller Verbände

soll hier der mediale Mittelfußbereich mit Hilfe einer lateral ansetzenden Schnürung stabilisiert werden. Der Zug des Obermaterials erfolgt demnach von medio-plantar nach dorso-lateral. Dabei ist darauf zu achten, dass das im Bereich der medialen Zwischensohle verankerte Obermaterial stabil, aber dehnfähig ist und der Abstand zwischen den inneren und äußeren Ösen groß genug ist, um unterschiedliche Fußformen und variable Zuggurtungsintensitäten berücksichtigen zu können. Eine weitere mögliche Stabilitätsfunktion ist eher theoretischer Natur. Der sogenannte *Windless-Mechanismus* provoziert durch eine passive Dorsal-Extension des Großzehens eine Aufrichtung des Längsgewölbes (UMEKI, 1991; vgl. hierzu auch PAYNE et al., 2005). Dieser Mechanismus soll in der Laufschuhindustrie durch eine Weichbettung des Großzehengrundgelenkes (z. B. *Nike Air Structure*) oder die Verwendung eines härteren Sohlenmaterials unter dem Großzehenendgelenk (z. B. *New Balance 1050*) ausgelöst werden. PAYNE et al. (2005) konnten einige funktionelle Veränderungen der Abrollbewegung beschreiben, die dafür sprechen, dass der gewünschte Mechanismus beim Gehen durch die Verwendung spezieller Schuhelemente verbessert werden kann. Allerdings schließen die Autoren, dass weitere Untersuchungen erforderlich sind, um die Wirkungsweise der *Windless*-Funktion detaillierter beschreiben zu können.

Der letzte Aspekt der Stabilitätskontrolle im Schuhbau bezieht sich bereits auf den Leisten. Aus optischen Gründen wurde der gebogene Leisten eingeführt. Er zeichnet sich durch eine Krümmung zwischen der longitudinalen Mittellinie des Rück- und Vorfußes aus. Allerdings entspricht dieser normalerweise nicht der anatomischen Fußform (ROSSI et al., 1984). Durch die gebogene Leistenform ist die Unterstützungsfläche des Fußes auf der medialen Seite verringert (WIESEL, 2003). Vor dem Hintergrund der Pronationskontrolle sollte demnach beim Frauenlaufschuh ein gerader Leisten verwendet werden.

Die Empfehlungen berücksichtigen neben der Passformoptimierung ausschließlich Designelemente, die sich in der Vergangenheit zur Pronationskontrolle bewähren konnten. Allerdings sollte die Kombination unterschiedlicher Stabilitätsmechanismen klinisch geprüft werden, um die Wirkungsweise zu kontrollieren und auch mögliche Überkorrekturen zu verhindern.

4.3.2 Dämpfungselemente

Obwohl die Funktion von Dämpfungselementen vor dem Hintergrund der Verletzungsprophylaxe ungewiss bleibt, ist sie im Hinblick auf den Tragekomfort des Schuhs unangefochten. Der Komfort des Laufschuhs gewinnt zunehmend an Bedeutung und wird neben der Passform auch maßgeblich von den Dämpfungseigenschaften des Schuhs bestimmt (REINSCHMIDT et al., 2000). Die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung konnten zeigen, dass Frauen in der frühen Standphase bessere Dämpfungsmechanismen vorweisen als Männer. Mögliche Ursachen für diese biomechanischen

Unterschiede sind spekulativ. Die Mechanismen sind eventuell durch eine schlechtere muskuläre und ligamentäre Stabilisation erklärbar. Allerdings muss berücksichtigt werden, dass aufgrund der in der vorliegenden Untersuchung durchgeführten Messungen keine abschließende Empfehlung für frauenspezifische Dämpfungseigenschaften des Laufschuhs getroffen werden kann. Da Körpermasse und Laufgeschwindigkeit im Zusammenhang mit der Stoßbelastung stehen, und diese bei Frauen im Mittel geringer sind, sollten die Dämpfungseigenschaften des Schuhs diesbezüglich angepasst werden. KLEINDIENST (2003) hat in einer umfangreichen Untersuchung eine Gradierung funktioneller Sportschuhparameter erarbeitet, die auch die Dämpfungseigenschaften des Laufschuhs berücksichtigen. Er schlägt eine Gradierung in Anlehnung an die Schuhgröße vor, da diese mit der Körpergröße und damit auch mit dem Körpergewicht in Zusammenhang steht. Bei den kleineren Frauenlaufschuhen sollten seinen Angaben zufolge ein weiches Sohlenmaterial verwendet werden.

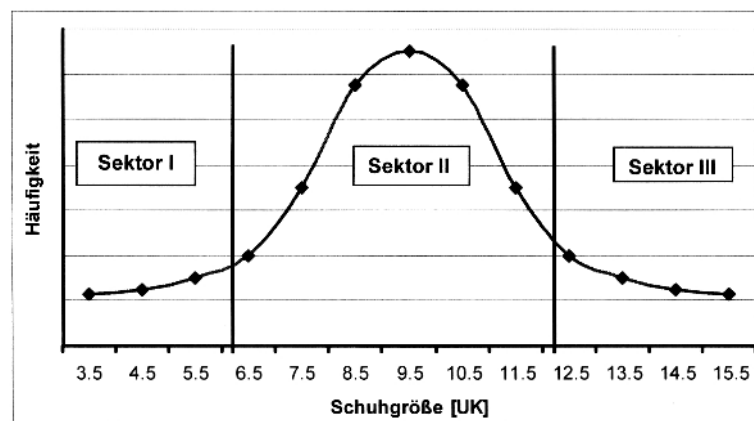


Abbildung 82: Vorgeschlagene Gradierungssektoren der Dämpfungseigenschaften, basierend auf der Schuhgröße UK. Quelle: KLEINDIENST, 2003: S. 376.

Abbildung 82 illustriert die Gradierungsempfehlungen in Abhängigkeit der Schuhgröße, an die sich die Empfehlung der vorliegenden Untersuchung anlehnt. LäuferInnen des Sektors 1 (UK 3.5 bis 6, dies entspricht US Women 5-7.5) charakterisieren sich durch eine eher kleine Körpergröße und ein geringes Körpergewicht. Laufschuhe dieser Größen sollten eher verstärkte Dämpfungseigenschaften vorweisen. Sektor 2 (UK 6.5-12.0, dies entspricht US Women 8-14) „ist durch eine starke Heterogenität der Laufschuhpräferenzen und der subjektiven Evaluierung der Dämpfungseigenschaften gekennzeichnet“ (KLEINDIENST, 2003: S.375-376). Für diesen Bereich wird in der genannten Arbeit empfohlen, zwei im Hinblick auf die vorhandenen Dämpfungseigenschaften unterschiedliche Sohlenmaterialien anzubieten. Auf die konkrete Angabe der Materialeigenschaften soll an dieser Stelle verzichtet werden. Diese sind der zitierten Arbeit zu

entnehmen. Das Lauftempo blieb bei der vorgestellten Untersuchung jedoch unberücksichtigt, wobei in einer weiteren Arbeit von KLEINDIENST als Co-Autor von MICHEL et al. (2005) gefolgert wird, dass neben dem Körpergewicht auch das Lauftempo und der Laufstil bei der Auswahl des verwendeten Dämpfungsmaterials eingezogen werden sollte. Auch in der Einlagenversorgung wird Ersteres bei der Auswahl von Materialien bedacht. So wird bei der Herstellung von Sporteinlagen neben dem Gewicht auch das Lauftempo mit berücksichtigt und aus deren Kombination eine Empfehlung für den Härtegrad des verwendeten Materials ausgesprochen (beispielsweise bei IETEC, *Orthopädische Einlagen GmbH Produktions KG*). Neben dem Lauftempo und dem Körpergewicht nimmt auch die Zielgruppe Einfluss auf das zu verwendende Sohlenmaterial. Mit zunehmendem Schuhgewicht erhöht sich der Energiebedarf beim Laufen (vgl. HENNIG et al., 1990). Schwere Schuhe wirken demnach leistungsbegrenzend und insbesondere im Wettkampfsport ist dieser Effekt kontraproduktiv. Die Wahl der Zwischensohlenmaterialien hat einen großen Einfluss auf das Gewicht des Schuhs, sogenannte Stabilitätslaufschuhe mit härteren Zwischensohlenmaterialien sind schwerer, als Schuhe ohne ausgewiesene Stabilitätselemente. Schlussfolgernd für die vorliegende Arbeit wird auf eine Empfehlung mit Absolutwerten verzichtet, da sich diese aus den vorliegenden Ergebnissen nicht ableiten lassen. Die in Frauenlaufschuhen verwendeten Mittelsohlenmaterialien sollten jedoch in Anlehnung an die Schuhgröße, das Lauftempo und die Zielgruppe ausgesucht werden.

4.3.3 Leistengenerierung und Zusatzelemente

Bereits in Kapitel 4.3.1 wurde erwähnt, dass insbesondere vor dem Hintergrund der bei Läuferinnen erforderlichen Pronationskontrolle eine gerade Leistenform zu empfehlen ist. In Anlehnung an die Ergebnisse der vorliegenden Studie und durch Ergänzung bekannter Sachverhalte aus Literatur und klinischem Alltag der Einlagenversorgung sollten auch im Bereich des Vorfußes und des Großzehengrundgelenkes Anpassungen der Leistenform erfolgen, da Frauen gehäuft mit Vorfußproblemen zu kämpfen haben und diese unter anderem auf den Gebrauch schlecht sitzender Schuhe zurückzuführen sind (FREY, 1993; 2000). Die Leistenform sollte aus diesem Grund ausreichend Platz im Zehenbereich gewährleisten. Dies wird zum einen durch eine entsprechende Zehenhöhe erreicht, die in der vorliegenden Untersuchung über alle Größen hinweg zu klein war. Zum anderen ist auf eine Zuspitzung des Laufschuhs weitestgehend zu verzichten, um die Entstehung eines Hallux valgus nicht zu begünstigen. Der Zehenbereich darf nach vorne hin nicht abflachen, da dies neben einer künstlichen Verkleinerung des Zehenraumes, insbesondere vor dem Hintergrund der beim Laufen verstärkten Schubbewegung des Fußes nach vorne, zu blauen Zehen und Blasen führen kann.

Die erhöhte Inzidenz einer Halluxdeformität bei Frauen, die immer mit einem Spreizfuß einhergeht (PITZEN et al., 1989), konnte auch in der vorliegenden Untersuchung bestätigt werden. Der bei den Relativmaßen beschriebene breitere Vorfuß der weiblichen Stichprobe und die höhere Ausschlussrate der zu analysierenden Füße aufgrund eines Großzehenwinkels von mehr als 19° verdeutlicht dies. Neben möglichen Beschwerden im Bereich des Großzehengrundgelenkes und des dazugehörigen Schleimbeutels kann das Vorhandensein eines Spreizfußes zu Schmerzen im Bereich der Mittelfußköpfchen führen, die insbesondere beim Abrollen auftreten (PITZEN et al., 1989). Das Schuhdesign kann auf unterschiedliche Weise modifiziert werden, um einer Spreizfußsymptomatik entgegenzuwirken. Zwei unterschiedliche Ansätze sollen hier angedacht werden.

Die Form eines Leistens ist im plantaren Bereich des Vorfußes normalerweise in medio-lateraler Richtung konvex. Die so geformte Lauffläche ermöglicht, bei identischer Breite des Schuhs, einen optisch nicht auftragenden Raumgewinn, da sich der Fuß durch eine Anpassung an die Leistenform nach plantar hin aufbiegen kann (ROSSI et al., 1984). Dies erscheint insbesondere bei einem Spreizfuß kontraindiziert, da es zu einer zusätzlichen Abflachung des Quergewölbes kommt. Eine Leistenform, die in diesem Bereich gerade ist, würde eine neutrale Stellung der Mittelfußköpfchen ermöglichen. Denkbar wäre auch, die Form konkav zu gestalten, dies hätte einen ähnlichen Effekt wie die in der Einlagenversorgung verwendeten Pelotten und würde eine passive Unterstützung des Quergewölbes darstellen. Allerdings müsste bei der Umsetzung dieser Vorgehensweise geprüft werden, ob die auf diese Weise erzielte Passform subjektiv toleriert wird und nicht zu anderen Beschwerden wie beispielsweise einer vermehrten Blasenbildung führt.

Alternativ wäre die Verwendung einer externen Pelotte möglich, die bei Bedarf in den Schuh eingeklebt wird. Zum einen könnte damit die Aufrichtung des Quergewölbes und die Entlastung der Mittelfußköpfchen ermöglicht werden, zum anderen wäre diese auch dann nützlich, wenn der Fuß durch sehr lange Zehen gekennzeichnet ist. Durch eine „Umlenkung“ der Zehen könnte der Raum für diese verlängert werden. Dies ist von Vorteil, wenn die Abrollkerben des Schuhs aufgrund der langen Zehen zu weit vorne sitzen (ROSSI et al., 1984).

Die Positionierung der Abrollkerben wird durch die Position von MFK 1 und MFK 5 und den sich daraus ergebenden Ballenwinkel bestimmt. Die vorliegenden Daten zeigen, dass dieser intersubjektiv sehr stark variiert und damit eine individuelle Umsetzung nicht möglich ist. Allerdings zeigt sich auch, dass bei gut positioniertem Großzehenballen der Kleinzehenballen über alle Größen hinweg im Mittel 1.6 bis 2 cm zu weit distal liegt und der Ballenwinkel demnach beim vermessenen Leisten zu flach umgesetzt wurde. Aus diesem Grund sollte eine entsprechende Anpassung der Kleinzehenballenlänge am Leisten vorgenommen werden.

Den Schwerpunkt der vorliegenden Studie stellt jedoch die Gradierung des Laufschuhleistens dar. Schlussfolgernd aus den geschlechtsspezifischen und insbesondere schuhgrößenspezifischen Unterschieden der Fußmorphologie ist eine Gradierung empfehlenswert, die die unterschiedlichen Proportionen der Fußform berücksichtigt. In Anlehnung an die in Kapitel 3.3.4.2 ausgearbeiteten Ansätze wird im Rahmen der vorliegenden Untersuchung ein nichtlineares Verfahren empfohlen, welches die Gradierungsschritte der in der jeweiligen Größen dominant repräsentierten Fußform berücksichtigt, in den kleinen Größen also den „voluminösen“ Fußtyp, in den Hauptgrößen alle Cluster und in den großen Größen die zwei Cluster, die im Vergleich zum voluminösen Fußtyp eher flach und schmal sind. Die Herstellung verschiedener Leisten für jede Schuhgröße ist aus ökonomischen und organisatorischen Gründen zunächst nicht vorgesehen.

Bei der Umsetzung des nichtlinearen Vorgehens wird der Gradierungsansatz 2 bevorzugt, der die Schritte aller Schuhgrößen mit einberechnet, da hier die mittlere Differenz der Breiten und deren Standardabweichung zwischen der Leistenform und der Fußform in den einzelnen Größen kleiner war als bei Ansatz 1. Zudem sind insbesondere die Randgrößen bei der Gradierung am meisten betroffen. Ursache hierfür ist das in der Schuhindustrie gängige Verfahren, bei dem ein Leisten in einer Standardgröße gefertigt wird und von diesem *Masterpiece* aus die Änderungen der Längen und Breiten bzw. Umfänge erfolgt. Die Schuhgröße dieses Standards ist zumeist US Women 7 oder 8, also die in der Grundgesamtheit am häufigsten vorkommende Größe. Es ist davon auszugehen, dass Laufschuhfirmen umfangreiche Tragetests der Prototypengröße vornehmen (CAVANAGH, 1980) und diese demnach weitestgehend der optimalen Passform entspricht. Aus diesem Grund kann alternativ zu der empfohlenen Gradierung der Größen *US Women 7 bis 8.5* in Anlehnung an den in Kapitel 3.3.4 genannten Vorschlag (*NLGV für die Hauptcluster in den kleinen und großen Größen. Verwendung des Golden Standard in den Hauptgrößen*) die bisherige Gradierung des Herstellers für die entsprechenden Größen übernommen werden und die Anpassung demnach nur für die kleinen und großen Größen geltend gemacht werden, da hier insbesondere in den Breitenmaßen die größten Diskrepanzen zwischen Ist und Soll zu beobachten sind.

Obwohl in der vorliegenden Arbeit ein konkreter Vergleich zwischen Leisten und Füßen vorgestellt wurde, ist es nicht möglich, die berechneten Gradierungsschritte auf die tatsächliche Gradierung des gemessenen Leistens zu übertragen, da hierfür firmeninternes Detailwissen preisgegeben werden müsste. Die numerisch festgehaltenen Gradierungsschritte (vgl. Tabelle 61 - Tabelle 63) sollten demnach vor dem Hintergrund des jeweiligen Prozederes der einzelnen Firmen berücksichtigt werden. Zudem ist es bisher nur ansatzweise möglich, die Fußform in der Dynamik zu vermessen (KIMURA et al., 2005). Die in der Statik erhobenen Maße erfordern Anpassungen, da sich die Fußform unter Gewichtsbelastung (TSUNG et al., 2003) und mit zunehmender Laufdauer

und Tageszeit (FREY, 2000; MCWORTHER et al., 2003) verändert. Eine Anpassung der Daten ist auch deshalb erforderlich, weil beim Leistenbau vornehmlich mit Umfangmaßen gearbeitet wird und es zudem nicht üblich ist, die Fersenbreite isoliert von der Ballenbreite zu bestimmen, da diese normalerweise im Verhältnis zueinander stehen.

Der nichtlineare Ansatz der vorliegenden Arbeit stellt eine neue Sichtweise zu bisherigen Verfahren dar, da er die Fußproportionen berücksichtigt. Zu kritisieren bleibt jedoch, dass die zahlenmäßig gering besetzten Randgrößen den wahren Mittelwert der jeweiligen Schuhgrößen nur unzureichend schätzen können und demnach durch weitere Scans ergänzt werden sollten. Anzumerken ist auch, dass es heute lineare Gradierungsverfahren gibt, die die Fußproportionen beachten. Längen- und Weitzunahmen basieren hier auf unterschiedlichen Skalen. Dieses geometrische bzw. proportionale Gradierungssystem (ROSSI et al. 1984) findet auch bei dem hier vorliegenden Leisten Anwendung. In Sportarten, in denen sehr große und sehr kleine Größen eher selten sind, ist demzufolge eine Anpassung des linearen Systems angemessen, sofern dieses eine proportionale Gradierung im Hinblick auf die jeweils vorherrschende Fußform hat. Die Untersuchungsergebnisse des Vergleichs zwischen Leisten und Frauenfüßen konnten jedoch zeigen, dass die tatsächlichen Proportionen, insbesondere im Bereich der Randgrößen der Frauenfüße beim getesteten Männermodell nicht hinreichend beachtet wurden. Insbesondere in Sportarten, in denen sehr große SportlerInnen beteiligt sind wie beispielsweise beim Basketball oder Volleyball, ist eine nicht-lineare Gradierung auf jeden Fall vorzuziehen, da in Anlehnung an die vorliegenden Untersuchungsergebnisse zu erwarten ist, dass die Diskrepanzen zwischen Leisten und Fuß mit zunehmender Fußlänge zunehmen.

Schlussfolgernd stellt der fußtypenspezifische, nicht-lineare Gradierungsansatz eine gerechtfertigte Alternative zu bisherigen linearen Verfahren dar, der den längenabhängigen Unterschied der Fußproportionen bei der Leistenherstellung evidenzbasiert berücksichtigt. Die in der vorliegenden Untersuchung berechneten Gradierungsschritte können demzufolge für ein nicht-lineares Gradierungssystem als Anhaltspunkt dienen.

5 ZUSAMMENFASSUNG UND AUSBLICK

Die weltweit zunehmende Anzahl laufbegeisterter Frauen findet auch in einer immer größer werdenden Auswahl frauenspezifischer Laufschuhe Ausdruck. Die in den vergangenen 30 Jahren publizierten Untersuchungen, die sich mit Schuheigenschaften im Hinblick auf Dämpfung, Stabilität und Passform beschäftigten, haben jedoch im Großen und Ganzen eines gemeinsam: sie wurden fast ausschließlich an Männern durchgeführt. Es bleibt deshalb offen, ob die auf dem Markt angebotenen Frauenlaufschuhe tatsächlich die offensichtlich vorhandenen geschlechtsspezifischen Unterschiede hinreichend berücksichtigen. Anatomische Differenzen, die sich knöchern, bindegewebig und den Muskelapparat betreffend darstellen, führen bei Frauen unter anderem zu einer vermehrten Laxität und geringeren Stabilität der Gelenke, was sich beispielsweise in einer vergrößerten Pronationsbewegung und einer Medialisierung der Beinachse äußert. Diese werden häufig mit der Entstehung von Überlastungsschäden in Verbindung gebracht. Die Verletzungsprophylaxe stellt aus diesem Grund neben dem Komfortaspekt, der vor allem Passform und Dämpfungseigenschaften des Schuhs berücksichtigen sollte, ein Hauptkriterium bei der Herstellung von frauenspezifischen Laufschuhen dar.

Ziel der vorliegenden Untersuchung war die Darstellung geschlechtsspezifischer Unterschiede im Hinblick auf klinische, biomechanische und anthropometrische Messgrößen, um eine geschlechtsspezifische Empfehlung für eine frauenspezifische Laufschuhkonzeption aussprechen zu können. Diese sollte die Stabilitäts- und Dämpfungscharakteristik sowie die Passform des Schuhs berücksichtigen. Schwerpunkt der vorliegenden Arbeit war hierbei die Evaluation der weiblichen Fußform.

Im ersten Teil der Arbeit wurden 19 Männer und 21 Frauen klinisch untersucht. Im Anschluss wurde eine biomechanische Messung durchgeführt, die neben der plantaren Druckverteilung im Laufen (12 km/Std, barfuß) die Kinematik der unteren Extremität berücksichtigte. Die Ergebnisse dieses Abschnittes sollten insbesondere hinsichtlich der Stabilitäts- und Dämpfungseigenschaften in die frauenspezifische Laufschuhkonzeption Eingang finden.

Im zweiten Teil der Untersuchung wurde mit Hilfe eines dreidimensionalen Fußscanners ein geschlechtsspezifischer Vergleich der Fußform durchgeführt. Hierzu wurden insgesamt 847 Probanden in die Analyse mit einbezogen, davon 424 Frauen. In einem weiteren Schritt wurden verschiedene Fußmaße der Frauenfüße mit einem gängigen Laufschuhleisten verglichen, um zu überprüfen, inwieweit der Leisten die tatsächliche Fußform berücksichtigt.

Die Ergebnisse des ersten Teils zeigen bei den Frauen eine im Vergleich zu Männern vermehrte Laxität und Flexibilität der Bandstrukturen und der Muskulatur. Zudem weisen Frauen,

insbesondere in der Laufbewegung, durch ihre zum Teil signifikant größere Adduktion und tendenziell größere Pronationsbewegungen vermehrt Zeichen eines medialen Kollapses auf. Beides sind Mechanismen, die mit Verletzungen in Verbindung gebracht werden. Während die klinische und kinematische Analyse deutliche Unterschiede zwischen den zwei Gruppen nachweisen konnte, zeigten sich bei der Druckmessung diesbezüglich keine klaren geschlechtsspezifischen Unterschiede. Überraschenderweise fand die vermehrte Medialisierung der Beinachse und die Pronation des USG keinen Ausdruck in einer erhöhten Belastung der medialen Fußareale beim Laufen. Einziger Hinweis auf einen möglichen Einbruch des Längsgewölbes bei den Frauen ist die im Mittel und Median dargestellte vermehrte Mittelfußbelastung bei der weiblichen Stichprobe, die sich schließend jedoch nicht darstellen lässt.

Zur Beurteilung der Dämpfungsmechanismen wurden neben der Beurteilung der zum Körpergewicht normierten vertikalen Bodenreaktionskraft die Bewegungsexkursionen der großen Gelenke der unteren Extremität in der Sagittalen und die Pronationsbewegung des USG in der schiefen Ebene herangezogen. Die normierten maximalen vertikalen Bodenreaktionskräfte der Gesamtmaske und der lateralen Rückfußmaske waren, genauso wie die Kraftanstiegsraten der jeweiligen Maskenbereiche, bei den Frauen kleiner. Zudem wiesen Frauen in allen genannten Gelenken eine stärkere Flexionskomponente zwischen 0% und 70% der Standphase auf.

Die Ergebnisse des zweiten Untersuchungsabschnittes konnten zunächst verdeutlichen, dass sich Frauen- und Männerfüße, insbesondere im Hinblick auf die Breiten- und Höhenmaße des Fußes, bei Betrachtung der gleichen Schuhgröße unterscheiden. Frauenfüße sind schmaler und flacher. Interessanterweise konnte dieser Unterschied bei Betrachtung der Relativmaße (normiert zur Fußlänge) nicht mehr dargestellt werden, mehr noch, die Ergebnisse widersprachen sich zum Teil. Die Erklärung für diese Diskrepanz konnte mit Hilfe einer Fußtypisierung dargestellt werden. Die Fußproportionen sind folglich abhängig von der Fußlänge. Kleinere Füße sind häufig voluminös, längere Füße eher schmal und schlank. Da die Schuhgröße kleiner und demnach zumeist voluminöser Männerfüße einem eher großen Frauenfuß entspricht, konnte beim direkten Größenvergleich der Füße in EU 38-40 die geschlechtsspezifische Diskrepanz dargestellt werden. Das Muster der Fußtypenverteilung über die Schuhgrößen ist bei beiden Geschlechtern jedoch identisch. Lediglich eine Verschiebung der Typen um etwa drei Größen wird ersichtlich, der einen direkten schuhgrößeninternen Vergleich und damit auch einen Transfer in den Leistenbau fragwürdig erscheinen lässt.

Beim Vergleich der weiblichen Fußmorphologie mit einem für Frauenlaufschuhe verwendeten Männerlaufschuhleisten zeigten sich zum Teil deutliche Diskrepanzen. Die Zehenhöhe war beim Leisten über alle vier betrachteten Größen hinweg zu gering, die Kleinzeheballenlänge in allen

Fällen um mindestens 1.6 cm zu weit distal positioniert. Allerdings entsprachen die Gradierungsschritte des Leistens dabei weitestgehend den Längen- und Höhenzunahmen der realen Füße. Auch die Spannhöhe war beim Leisten deutlich höher. Die Einlegesohle des Laufschuhs und dessen Schnürung müssen jedoch beim Leistenbau berücksichtigt werden. Bei den Höhen- und Längenmaßen treten die Unterschiede zwischen den einzelnen Fußtypen nur sekundär in Erscheinung, da sie verglichen mit den vorliegenden Differenzen zwischen Leisten und Mittelwert der Fußform zu vernachlässigen sind. Anders jedoch bei den Breitenmaßen des Fußes. Die Unterschiede zwischen Leisten und Fußform sind hier abhängig von der Schuhgröße, was auf eine unzureichende Gradierung der Weitenmaße am Leisten schließen lässt. Die Breiten des Leistens entsprechen hier annähernd dem voluminösen Fußtyp, dieser herrscht jedoch nur in den kleinen Schuhgrößen vor. Die eher schlanken Füße der mittleren und großen Größen werden nicht angemessen berücksichtigt.

Die gewonnenen Erkenntnisse wurden im weiteren Verlauf der Arbeit in eine frauenspezifische Laufschuhempfehlung integriert.

Aufgrund der genannten Geschlechtsdifferenzen empfiehlt sich vor dem Hintergrund der Verletzungsprophylaxe ein Schuh mit verstärkten Stabilitätsmerkmalen. Um bei der Schuhkonstruktion auf unnötiges Gewicht zu verzichten, da dieses zum einen rigide und damit auch in Abrollrichtung weniger flexibel ist, und zum anderen vor dem Hintergrund der Ermüdung Nachteile mit sich bringt, soll auf einen zweiten Härtegrad bei der Konstruktion der Mittelsohle verzichtet werden. Mögliche alternative Varianten wären eine medio-laterale Mittelsohlenabschrägung (Varusrampe), eine feste Fersenkappe, die medial weiter vorgezogen wird und zudem unterhalb des medialen Knöchels vertikal verstärkt werden kann, ein posterior-laterales *Crash-pad*, ein Zuggurtungsmechanismus durch die Schnürung mit dessen Hilfe der Mittelfuß stabilisiert werden soll und eine Weichbettung von MFK 1, um den sogenannten *Windless-Mechanismus* zu aktivieren. Durch die Verwendung einer geraden Leistenform kann zusätzlich Stabilität gewährleistet werden. Neben den genannten Funktions- und Bauelementen beeinflusst auch die Passform des Schuhs die Stabilität maßgeblich. Diese soll durch die in der vorliegenden Arbeit ausgearbeiteten Passformoptimierung bei der Leistenkonstruktion gewährleistet werden. Die Kombination verschiedener Stabilitätsmechanismen sollte zukünftig an einer weiblichen Stichprobe auf ihren Wirkmechanismus hin überprüft werden. Da die Pronationsbewegung eine hohe intersubjektive Variationsbreite vorweist und als Messgröße zur Darstellung der Stabilitätseigenschaften von Schuhen herangezogen wird, sollten Studien an größeren Stichproben, wenn möglich nach vorausgehender Ermüdung, für nachhaltige Ergebnisse sorgen.

Die geschlechtsspezifischen Differenzen der maximalen vertikalen Bodenreaktionskräfte können durch die durch das Lauftempo bei den Frauen künstlich vergrößerte Schrittlänge hervorgerufen werden. Möglich ist auch, dass sie die Folge einer unzureichenden muskulären und kapsulären Stabilisierung in der Sagittalebene sind. Bei der praktischen Umsetzung der Ergebnisse sind jedoch neben den Ergebnissen der Untersuchung weitere geschlechtsspezifischen Einflussfaktoren zu berücksichtigen. Das geringere Körpergewicht der Frauen und deren im Mittel langsames Lauftempo macht eine Modifikation der Zwischensohlenhärte erforderlich. Dabei sollte die Dämpfung vor dem Hintergrund des Komforts berücksichtigt werden, da der Verletzungsbezug bisher ausbleibt. Zukünftige Studien sollten sich neben möglichen Auswirkungen unterschiedlicher Zwischensohlenhärten auf die Muskulatur, die Beschleunigungskräfte an Tibia und Kopf sowie die vertikalen Bodenreaktionskräfte, mit den subjektiven Beurteilungen der Komforteigenschaften beschäftigen, die sicherlich auch durch das Geschlecht beeinflusst werden.

Der Laufschuhleiste für den Frauenschuh muss die Proportionen der weiblichen Fußmorphologie berücksichtigen. Neben der Anpassung der Kleinzehenballenlänge am Leisten und einer damit einhergehenden Optimierung der Flexzone des Schuhs, sollte die Zehenhöhe angepasst werden. Vor dem Hintergrund der erhöhten Inzidenz eines Spreizfußes und Hallux valgus bei Frauen kann durch eine Modifikation der Vorfußform des Leistens eine künstlich induzierte Abflachung des Quergewölbes verhindert werden. Dies ist durch eine Aufhebung der medio-lateralen Konvexität der Lauffläche möglich. Besonders wichtig erscheint jedoch die Tatsache, dass durch den fußlängenabhängigen Proportionswandel der Fußmorphologie die Verwendung eines Männerleistes für Frauenschuhe unzureichend ist. Auch die Gradierung konnte im vorliegenden Fall die unterschiedlichen Fußtypen nicht hinreichend berücksichtigen. Deshalb empfiehlt sich eine nicht-lineare Gradierung, die die Leistenform der am häufigsten vorkommenden Fußform anpasst, um für die Mehrzahl der Läuferinnen eine bestmögliche Passform zu erzielen. Diese steht wiederum in engem Zusammenhang mit dem Komfort. Weitere Fußscans sind von Nöten, um insbesondere die zahlenmäßig gering vertretenen Randgrößen zu unterbauen und die daraus abgeleiteten Gradierungsempfehlungen zu optimieren. Alternativ könnten die aufgrund der vorliegenden Daten durchgeführten Anpassungen am Leisten durch subjektive Tragetests optimiert werden. Hierzu würden zunächst Prototypen der sehr kleinen und sehr großen Schuhgrößen ausreichen, da hier die Gradierungsänderung am deutlichsten anschlägt. Die Verwendung von Meßsystemen, die während einer dynamischen Situation Daten erheben können und dabei insbesondere die Volumenzunahme unter Belastung mitberücksichtigen, sind derzeit noch Zukunftsmusik, werden jedoch in den nächsten Jahren zunehmend in den Vordergrund rücken.

Die vorliegende Untersuchung kann wertvolle Informationen für eine frauenspezifische Laufschuhkonzeption liefern. Im Rahmen der Arbeit und insbesondere bei der Darstellung bisheriger Untersuchungen wurde jedoch sehr deutlich, dass weibliche Läuferinnen in der Vergangenheit unzureichend berücksichtigt wurden. Zukünftige Studien sollten sich demnach vermehrt mit dieser Thematik auseinandersetzen, damit sogenannte Frauenlaufschuhe nicht nur von außen, sondern auch von innen den geschlechtsspezifischen Anforderungen gerecht werden.

LITERATURVERZEICHNIS

- ANIL A, PEKER T, TURGUT HB, ULUKENT SC. 1997. An examination of the relationship between foot length, foot breath, ball girth, height and weight of Turkish university students aged between 17 and 25. *Anthropol Anz* 55: 79-87.
- ANONYM. http://www.tuebingen-info.de/veranstaltungen/geschichte_des_Nikolauslaufs_1976-2004.pdf
- ASHIZAWA K, KUMAKURA C, KUSUMOTO A, NARASAKI S. 1997. Relative foot size and shape to general body size in Javanese, Filipinas and Japanese with special reference to habitual footwear types. *Ann Hum Biol* 24: 117-129.
- ATWATER AE. 1990. Gender differences in distance running. In: Cavanagh PR editor. *Biomechanics of Distance Running*. Illinois: Human Kinetics Publisher. p 321-362.
- AXMANN DG, G.; GROTEN, M. 2002. Der Bland and Altman Plot - eine einfache graphische Methode zur Einschätzung der Verlässlichkeit von Messverfahren. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 57: 613-616.
- BATALLER A, ALCANTARA E, GONZALES JC, GARCIA AC, ALEMANY S. 2001. Morphological grouping of spanish feet using clustering techniques. In: Henning E, Stacoff A editors. *Proc. of the 5th Symp. on Footwear Biomechanics Zürich*. p 12-13.
- BELL NS, MANGIONE TW, HEMENWAY D, AMOROSO PJ, JONES BH. 2000. High injury rates among female army trainees: a function of gender? *Am J Prev Med* 18: 141-146.
- BENNEL K, CROSSLEY K, JAYARAJAN J, WALTON E, WARDEN S, KISS ZS, WRIGLEY T. 2004. Ground reaction forces and bone parameters in females with tibial stress fracture. *Med Sci Sports Exerc* 36: 397-404.
- BERGSTROM KA, BRANDSETH K, FRETHEIM S, TVILDE K, EKELAND A. 2001. Activity-related knee injuries and pain in athletic adolescents. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 9: 146-150.
- BERTSCH C, ROSENBAUM D, CLAES L. 2001. Intra-articular and plantar pressure distribution of the ankle joint complex in relation to foot position. *Unfallchirurg* 104: 426-433.
- BLATTNER M. 2003. *Fachbuch - Alles über Schuhe*. 2 ed. Rapperswil, Schweiz: Cityprint AG, 8640 Rapperswil.
- BOYER KA, NIGG BM. 2004. Muscle activity in the leg is tuned in response to impact force characteristics. *J Biomech* 37: 1583-1588.
- BROSSEAU L, BALMER S, TOUSIGNANT M, O'SULLIVAN JP, GOUDREAU C, GOUDREAU M, GRINGRAS S. 2001. Intra- and intertester reliability and criterion validity of the parallelogram and universal goniometers for measuring maximum active knee flexion and extension of patients with knee restrictions. *Arch Phys Med Rehabil* 82: 396-402.

- CARSON MC, HARRINGTON ME, THOMPSON N, O'CONNOR JJ, THEOLOGIS TN. 2001. Kinematic analysis of a multi-segment foot model for research and clinical applications: a repeatability analysis. *J Biomech* 34: 1299-1307.
- CAVANAGH PR. 1980. *The Running Shoe Book* Mountain View, CA: Anderson World.
- CAVANAGH PR. 1987. The biomechanics of lower extremity action in distance running. *Foot Ankle* 7: 197-217.
- CAVANAGH PR, LAFORTUNE MA. 1980. Ground reaction forces in distance running. *J Biomech* 13: 397-406.
- CHAO EY, LAUGHMAN RK, SCHNEIDER E, STAUFFER RN. 1983. Normative data of knee joint motion and ground reaction forces in adult level walking. *J Biomech* 16: 219-233.
- CHOCKALINGAM N, ASHFORD R. 2002. Foot length ratios for selected dimensions in a non clinical male sample. *Australasian Journal of Podiatric Medicine* 36: 45-49.
- CHOCKALINGAM N, ASHFORD R, BRANTHWAITE H, DUNNING D. 2003. Foot length ratios for selected dimensions in a mixed gender, non pathological sample. In: Milburn P editor. 6th Symposium on Footwear Biomechanics Queenstown, New Zealand.
- CLARKE TE, COOPER LB, CLARK DE, HAMILL CL. 1981. The effect of increased running speed upon shank deceleration during ground contact. *Biomechanics VII*. p 101-105.
- CLARKE TE, FREDERICK EC, COOPER LB. 1983a. Effects of shoe cushioning upon ground reaction forces in running. *Int J Sports Med* 4: 247-251.
- CLARKE TE, FREDERICK EC, COOPER LB. 1983b. Biomechanical measurements of running shoe cushioning properties. In: Nigg B, Kerr BA editors. *Biomechanical aspects of sport shoes and playing surfaces* Calgary. p 25-33.
- CLARKE TE, FREDERICK EC, HAMILL CL. 1983c. The effects of shoe design parameters on rear-foot control in running. *Med Sci Sports Exerc* 15: 376-381.
- DAHLBERG G, LANDER E. 1948. Size and form of foot in men. *Acta Genetica* 4: 105-112.
- DECKER MJ, TORRY MR, WYLAND DJ, STERETT WI, RICHARD STEADMAN J. 2003. Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 18: 662-669.
- DEICHSEL G, TRAMPISCH HJ. 1985. *Clusteranalyse und Diskriminanzanalyse* Stuttgart.
- DELEO AT, DIERKS TA, FERBER R, DAVIS IS. 2004. Lower extremity joint coupling during running: a current update. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 19: 983-991.
- DENOTH J, KÄLIN X, STACOFF A. 1985. Schockabsorption beim Jogging - Materialtests kontra Versuchspersonentests. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 7: 197-182.
- DERRICK TR, HAMILL J, CALDWELL GE. 1998. Energy absorption of impacts during running at various stride lengths. *Med Sci Sports Exerc* 30: 128-135.

- DIERKS TA, DAVIS I, MANAL K, HAMILL J. 2005. Kinematics of runners with and without patellofemoral pain during prolonged treadmill running. ISB XXth Congress - ASB 29th Annual Meeting.
- DUHAMEL A, BOURRIEZ JL, DEVOS P, KRYSKOWIAK P, DESTEE A, DERAMBURE P, DEFEBVRE L. 2004. Statistical tools for clinical gait analysis. *Gait Posture* 20: 204-212.
- EDINGTON CJ, FREDERICK EC, CAVANAGH PR. 1990. Rearfoot Motion in Distance Running. In: Cavanagh PR editor. *Biomechanics of Distance Running*. Champaign 1990 ed.: Human Kinetics Publisher Inc. p 135-164.
- EDWARD A. 2004. 3D foot type classification could improve orthotic management. www.biomech.com November 2004.
- FERBER R, DAVIS IM, WILLIAMS DS, 3RD. 2003. Gender differences in lower extremity mechanics during running. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 18: 350-357.
- FERBER R, MCCLAY DAVIS I, WILLIAMS DS, 3RD, LAUGHTON C. 2002. A comparison of within- and between-day reliability of discrete 3D lower extremity variables in runners. *J Orthop Res* 20: 1139-1145.
- FERRANDIS R, GARCIA AC, RAMIRO J. 1994. Rearfoot motion and torsion in running: the effects of upper vamp stabilizers. *Journal of Applied Biomechanics* 10: 28-42.
- FESSLER DM, HALEY KJ, LAL RD. 2005. Sexual dimorphism in foot length proportionate to stature. *Ann Hum Biol* 32: 44-59.
- FIESELER CM. 2001. The Female Runner. In: F.G. OC, Wilder RP editors. *Textbook of Running Medicine* New York: McGraw-Hill Medical Publishing Division. p 435-446.
- FORD KR, G.D. M, T.E. H. 2003. Valgus Knee Motion during Landing in High School Female and Male Basketball Players. *Med Sci Sports Exerc.* 35(10): 1745-1750.
- FREDERICK EC, CLARKE TE, HAMILL C. 1984. The effect of running shoe design on shock attenuation. In: Frederick EC editor. *Sportshoes and playing surfaces*. p 190-198
- FREDERICK EC, HAGY JL, MANN RA. 1981. Prediction of vertical impact force during running. *Journal of Biomechanics* 14: 498.
- FREDERICSON M. 1996. Common injuries in runners. Diagnosis, rehabilitation and prevention. *Sports Med* 21: 49-72.
- FREEDMAN A, HUNTINGTON EC, DAVIS GC, MAGEE RB, MILSTEAD VM, KIRKPATRICK CM. 1946. Foot dimensions of soldiers. *Armored Medical Research Laboratory Fort Knox, Kentucky Third Partial Report Project No. T-13*.
- FREY C. 2000. Foot health and footwear for women. *Clin Orthop*: 32-44.
- FREY C, THOMPSON F, SMITH J, SANDERS M, HORSTMAN H. 1993. American Orthopaedic Foot and Ankle Society women's shoe survey. *Foot Ankle* 14: 78-81.

- GRAU S. 2003. Laufschuhe und Laufverletzungen. 1st Edition ed. Geislingen: Maurer. 170 p.
- GROOD ES, SUNTAY WJ. 1983. A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *J Biomech Eng* 105: 136-144.
- HAHN T, FOLDSPANG A, INGEMANN-HANSEN T. 2001. Prevalence of knee instability in relation to sports activity. *Scand J Med Sci Sports* 11: 233-238.
- HAMILL J, BATES BT, HOLT KG. 1992. Timing of lower extremity joint actions during treadmill running. *Med Sci Sports Exerc* 24: 807-813.
- HAMILL J, VAN EMMERIK RE, HEIDERSCHEIT BC, LI L. 1999. A dynamical systems approach to lower extremity running injuries. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 14: 297-308.
- HAWES MR, SOVAK D. 1994A. Quantitative morphology of the human foot in a North American population. *Ergonomics* 37: 1213-1226.
- HAWES MR, SOVAK D, MIYASHITA M, KANG SJ, YOSHIHUKU Y, TANAKA S. 1994B. Ethnic differences in forefoot shape and the determination of shoe comfort. *Ergonomics* 37: 187-196.
- HENNIG E. 1986. Pronation - positiv oder negativ? *Condition* 17: 22-23.
- HENNIG EM. 2001. Gender Differences for running in athletic footwear. In: Hennig EM, Stacoff A editors. 5th Symposium on footwear biomechanics Zuerich. p 44-45.
- HENNIG EM, MILANI TL. 1995. In-Shoe Pressure Distribution for running in various types of footwear. *Journal of Applied Biomechanics* 11: 299-310.
- HENNIG E, ROSENBAUM D. 1990. Anwendung biomechanischer Forschungsergebnisse im Langstreckenlauf. In: Bremer D, Engelhardt M, Singer R, Wodick R editors. *Triathlon: Biomechanik, Trainingskonzeption, Verletzungsprophylaxe* Ahrensburg: Czwalina. p 17-28.
- HENNIG EM, VALIANT GA. 1996. Biomechanical variables and the perception of cushioning for running in various types of footwear. *Journal of Applied Biomechanics* 12: 143-150.
- HEWETT TE. 2000. Neuromuscular and hormonal factors associated with knee injuries in female athletes. Strategies for intervention. *Sports Med* 29: 313-327.
- HEWETT TE, MYER GD, FORD KR. 2001. Prevention of anterior cruciate ligament injuries. *Curr Womens Health Rep* 1: 218-224.
- HRELJAC A. 2004. Impact and overuse injuries in runners. *Med Sci Sports Exerc* 36: 845-849.
- HRELJAC A, MARSHALL RN, HUME PA. 2000. Evaluation of lower extremity overuse injury potential in runners. *Med Sci Sports Exerc* 32: 1635-1641.
- HUNTER LY, ANDREWS JR, CLANCY WG, AL. E. 1982. Common orthopaedic problems of female athletes. In: Frankel VH editor. *Instructional Course Lectures, XXXI* St Louis: Mosby. p 126-151.

- HUSTON LJ, GREENFIELD ML, WOJTYS EM. 2000. Anterior cruciate ligament injuries in the female athlete. Potential risk factors. *Clin Orthop Relat Res*: 50-63.
- HUSTON LJ, WOJTYS EM. 1996. Neuromuscular performance characteristics in elite female athletes. *Am J Sports Med* 24: 427-436.
- HUTCHINSON MR, IRELAND ML. 1995. Knee injuries in female athletes. *Sports Med* 19: 288-302.
- IRELAND ML. 2002. The female ACL: why is it more prone to injury? *Orthop Clin North Am* 33: 637-651.
- ISMAN RE, INMAN VT. 1969. Anthropometric studies of the human foot and ankle. *Bulletin of Prosthetics Research* 10: 97-219.
- JAMES CR, SIZER PS, STARCH DW, LOCKHART TE, SLAUTERBECK J. 2004. Gender differences among sagittal plane knee kinematic and ground reaction force characteristics during a rapid sprint and cut maneuver. *Res Q Exerc Sport* 75: 31-38.
- JANISSE DJ. 1992. The art and science of fitting shoes. *Foot Ankle* 13: 257-262.
- JOHNSON JA. 2001. The Running Shoe. In: F.G. OC, Wilder RP editors. *Textbook of Running Medicine* New York: McGraw-Hill Medical Publishing Division. p 589-594.
- JONES BH, BOVEE MW, HARRIS JM, COWAN DN. 1993. Intrinsic risk factors for exercise-related injuries among male and female army trainees. *Am J Sports Med* 21: 705-710.
- JUNG S, LEE S, BOO J, PARK J. 2001. A classification of foot types for designing footwear of the Korean elderly. In: Hennig E, Stacoff A editors. *5th Symposium on Footwear Biomechanics* Zuerich. p 48-49.
- KADABA MP, RAMAKRISHNAN HK, WOOTTEN ME, GAINEY J, GORTON G, COCHRAN GV. 1989. Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. *J Orthop Res* 7: 849-860.
- KARAMANIDIS K, ARAMPATZIS A, BRUGGEMANN GP. 2003. Symmetry and reproducibility of kinematic parameters during various running techniques. *Med Sci Sports Exerc* 35: 1009-1016.
- KELLER TS, WEISBERGER AM, RAY JL, HASAN SS, SHIAMI RG, SPENGLER DM. 1996. Relationship between vertical ground reaction force and speed during walking, slow jogging, and running. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 11: 253-259.
- KERNOZEK TW, TORRY MR, H VANH, COWLEY H, TANNER S. 2005. Gender differences in frontal and sagittal plane biomechanics during drop landings. *Med Sci Sports Exerc* 37: 1003-1012; discussion 1013.
- KERRIGAN DC, TODD MK, DELLA CROCE U. 1998. Gender differences in joint biomechanics during walking: normative study in young adults. *Am J Phys Med Rehabil* 77: 2-7.

- KERSTING UG, NEWMAN KD. 2003. Altered midsole geometry modulates rearfoot kinematics and muscle activation during fatigue in running. In: Milburn P editor. 6th Symposium on Footwear Biomechanics Queenstown, New Zealand.
- KIMURA M, MOCHIMARU M, KOUCHI M, SAITO H, KANADE T. 2005. 3-D Cross-Sectional shape measurement of the foot while walking. In: Hamill CL, Hardin E, Williams K editors. 7th Symposium on Footwear Biomechanics Cleveland, Ohio: : Case Western Reserve University Printing Services, Cleveland, OH, USA.
- KLEINDIENST F. 2003. Gradierung funktioneller Sportschuhparameter am Laufschuh - in Bezug auf eine anthropometrische Differenzierung, geschlechtsspezifische Differenzierung und geographische Differenzierung. Aachen: Shaker Verlag. 495 p.
- KOUCHI M. 1995. Analysis of foot shape variation based on the medial axis of foot outline. *Ergonomics* 38: 1911-1920.
- KOUCHI M. 2003. Inter-generation differences in foot morphology: aging or secular change? *J Hum Ergol (Tokyo)* 32: 23-48.
- KRÄMER K, STOCK M, WINTER M, editors. 1997. *Klinikleitfaden Orthopädie*. Ulm, Stuttgart, Jena, Lübeck: Gustav Fischer Verlag.
- KRAUSS I, ROMBACH S, JANSSEN P, MAIWALD C, GRAU S, MAUCH M, HORSTMANN T. 2005. Geschlechtsspezifische Unterschiede der Maximalkraft und Kraftausdauer der Oberschenkelmuskulatur unter besonderer Berücksichtigung des Patellaspitzenyndroms. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 56: 252.
- KVIST M. 1994. Achilles tendon injuries in athletes. *Sports Med* 18: 173-201.
- LAFORTUNE MA, LAKE MJ. 1995. Human pendulum approach to simulate and quantify locomotor impact loading. *J Biomech* 28: 1111-1114.
- LAKE MJ, LAFORTUNE MJ, VALIANT GA. 1994. In-shoe heel pressure distribution during treadmill running. 1st Symposium on Functional Footwear Calgary. p 18-19.
- LANE NE, BLOCH DA, JONES HH, MARSHALL WH, JR., WOOD PD, FRIES JF. 1986. Long-distance running, bone density, and osteoarthritis. *Jama* 255: 1147-1151.
- LANGE B, CHIPCHASE L, EVANS A. 2004. The effect of low-Dye taping on plantar pressures, during gait, in subjects with navicular drop exceeding 10 mm. *J Orthop Sports Phys Ther* 34: 201-209.
- LEPHART SM, FERRIS CM, RIEMANN BL, MYERS JB, FU FH. 2002. Gender differences in strength and lower extremity kinematics during landing. *Clin Orthop Relat Res*: 162-169.
- LIU W, MILLER J, STEFANYSHYN D, NIGG B. 1999. Accuracy and reliability of a techniques for quantifying foot shape, dimensions and structural characteristics. *Ergonomics* 42: 346-358.
- LUXIMON A, GOONETILLEKE RS, TSUI KL. 2003. Foot landmarking for footwear customization. *Ergonomics* 46: 364-383.

- MACERA CA. 1992. Lower extremity injuries in runners. Advances in prediction. Sports Med 13: 50-57.
- MAIWALD C, GRAU S, KRAUSS I, HORSTMANN T. 2005a. Variabilität plantarer Druckverteilungsmuster bei Läufer(innen) mit und ohne Patellaspitzensyndrom. Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin 56: 285.
- MAIWALD C, GRAU S, KRAUSS I, MAUCH M, HORSTMANN T. 2005b. Intra subject reliability of kinematic data in preferred and specified running speeds. In: Hamill J, Hardin E, Williams K editors. 7th Symposium on Footwear Biomechanics Cleveland, OH, USA: Case Western Reserve University Printing Services, Cleveland, OH, USA. p 60-61.
- MALINZAK RA, COLBY SM, KIRKENDALL DT, YU B, GARRETT WE. 2001. A comparison of knee joint motion patterns between men and women in selected athletic tasks. Clin Biomech (Bristol, Avon) 16: 438-445.
- MANAL K, MCCLAY I, STANHOPE S, RICHARDS J, GALINAT B. 2000. Comparison of surface mounted markers and attachment methods in estimating tibial rotations during walking: an in vivo study. Gait Posture 11: 38-45.
- MANFIO EF, ÁVILA AOV. 2003. Um estudo de parametros antropometricos do pé feminino brasileiro. Brazilian Journal of Biomechanics 4: 39-48.
- MANNA I, PRADHAN D, GHOSH S, KAR SK, DHARA P. 2001. A comparative study of foot dimension between adult male and female and evaluation of foot hazards due to using of footwear. J Physiol Anthropol Appl Human Sci 20: 241-246.
- MAUCH M, AXMANN D, GRAU S, KRAUSS I, MAIWALD C, HORSTMANN T. eingereicht 2005. Development of the foot shape of children's feet. Foot and Ankle International.
- MCCLAY I. 2000. The evolution of the study of the mechanics of running. Relationship to injury. J Am Podiatr Med Assoc 90: 133-148.
- MCLEAN SG, LIPFERT SW, VAN DEN BOGERT AJ. 2004. Effect of gender and defensive opponent on the biomechanics of sidestep cutting. Med Sci Sports Exerc 36: 1008-1016.
- MCPOIL T, CORNWALL M. 1997. The variability of the centre of pressure pattern. Clin Biomech (Bristol, Avon) 12: S20.
- MCWORTHER JW, WALLMANN H, LANDERS M, ALTENBURGER B, LAPORTA-KRUM L, ALTENBURGER P. 2003. The effects of walking, running and shoe size on foot volumetrics. Physical Therapy in Sport 4: 87-92.
- MERCER JA, BATES BT, DUFEK JS, HRELJAC A. 2003. Characteristics of shock attenuation during fatigued running. J Sports Sci 21: 911-919.
- MERCER JA, VANCE J, HRELJAC A, HAMILL J. 2002. Relationship between shock attenuation and stride length during running at different velocities. Eur J Appl Physiol 87: 403-408.
- MICHEL BA, LANE NE, BJORKENGREN A, BLOCH DA, FRIES JF. 1992. Impact of running on lumbar bone density: a 5-year longitudinal study. J Rheumatol 19: 1759-1763.

- MICHEL KJ, KLEINDIENST FI, KRABBE B. 2005. The effect of different midsole hardness on kinematic and kinetic data during running influenced by varying bodyweight. In: Hamill CL, Hardin E, Williams KR editors. 7th Symposium on Footwear Biomechanics Cleveland, Ohio.
- MILANI TL, SCHNABEL G, HENNIG EM. 1995. Rearfoot motion and pressure distribution patterns during running in shoes with vaurs and valgus wedges. *Journal of Applied Biomechanics* 11: 177-187.
- MILLIRON MJ, CAVANAGH PR. 1990. Sagittal plane kinematics of the lower extremity during distance running. In: Cavanagh PR editor. *Biomechanics of Distance Running: Human Kinetics Publisher Inc.* p 65-105.
- MOCHIMARU M, KOUCHI M, DOHI M. 2000. Analysis of 3-D human foot forms using the Free Form Deformation method and its application in grading shoe lasts. *Ergonomics* 43: 1301-1313
- MOCHIMARU M, KOUCHI M. 2003. Last customization from an individual foot form and design dimensions. 6th symposium of the ISB Technical Group on Footwear Biomechanics Queenstown, New Zealand.
- NAWATA K, NISHIHARA S, HAYASHI I, TESHIMA R. 2005. Plantar pressure distribution during gait in athletes with functional instability of the ankle joint: preliminary report. *J Orthop Sci* 10: 298-301.
- NIGG BM. 2001. The role of impact forces and foot pronation: a new paradigm. *Clin J Sport Med* 11: 2-9.
- NIGG BM, BAHLESEN AH, DENOTH J, LUETHI SM, STACOFF A. 1986. Factors influencing kinetic and kinematic variables in running. In: Nigg BM editor. *Biomechanics of Running Shoes.* Champaign IL 61820 ed. IL, USA: Human Kinetics Publisher. p 139-159.
- NIGG BM, BAHLESEN HA, LUETHI SM, STOKES S. 1987a. The influence of running velocity and midsole hardness on external impact forces in heel-toe running. *J Biomech* 20: 951-959.
- NIGG BM, BAHLESEN AH. 1988a. Influence of heel flare and midsole construction on pronation, supination, and impact forces for heel-toe running. *International Journal of Sport Biomechanics* 4: 205-219.
- NIGG BM, HERZOG W, READ LJ. 1988b. Effect of viscoelastic shoe insoles on vertical impact forces in heel-toe running. *Am J Sports Med* 16: 70-76.
- NIGG BM, KHAN A, FISHER V, STEFANYSHYN D. 1998. Effect of shoe insert construction on foot and leg movement. *Med Sci Sports Exerc* 30: 550-555
- NIGG BM, LÜTHI S. 1980. Bewegungsanalysen beim Laufschuh. *Sportwissenschaft* 10: 309-319.
- NIGG BM, MORLOCK M. 1987b. The influence of lateral heel flare of running shoes on pronation and impact forces. *Med Sci Sports Exerc* 19: 294-302.

- NIGG BM, SEGESSER B. 1992. Biomechanical and orthopedic concepts in sport shoe construction. *Med Sci Sports Exerc* 24: 595-602.
- NIGG BM, STEFANYSHYN D, COLE G, STERGIOU P, MILLER J. 2003. The effect of material characteristics of shoe soles on muscle activation and energy aspects during running. *J Biomech* 36: 569-575.
- NISHIWAKI T. 2003. Footwear cushioning evaluation method based on human responses. In: Milburn P editor. 6th Symposium on Footwear Biomechanics Queenstown.
- OSTENBERG A, ROOS H. 2000. Injury risk factors in female European football. A prospective study of 123 players during one season. *Scand J Med Sci Sports* 10: 279-285.
- PARHAM KR, GORDON CC, BENSEL CK. 1992. Anthropometry of the foot and lower leg of U.S. army soldiers: Fort Jackson, SC-1985. Technical Report United States Army Natick research, development and engineering center.
- PAYNE AH. 1981. A comparison of the ground reaction force in race walking with those in normal walking and running. *Biomechanics VII*. p 293-301.
- PAYNE C, ZAMMIT G, PATIENCE D. 2005. Predictors of a response to windlass mechanism enhancing running shoes. In: Hamill CL, Hardin E, Williams K editors. 7th Symposium on Footwear Biomechanics Cleveland, Ohio.
- PITZEN P, RÖSSLER H. 1989. Orthopädie. 16 ed. München: Urban & Schwarzenberger.
- POLLARD CD, DAVIS IM, HAMILL J. 2004. Influence of gender on hip and knee mechanics during a randomly cued cutting maneuver. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 19: 1022-1031.
- POWERS CM. 2003. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther* 33: 639-646.
- POWERS CM, CHEN PY, REISCHL SF, PERRY J. 2002. Comparison of foot pronation and lower extremity rotation in persons with and without patellofemoral pain. *Foot Ankle Int* 23: 634-640.
- QUEEN RM, GROSS MT, LIU HY. 2005. Repeatability of lower extremity kinetics and kinematics for standardized and self-selected running speeds. *Gait Posture*.
- RADIN EL, YANG KH, RIEGGER C, KISH VL, O'CONNOR JJ. 1991. Relationship between lower limb dynamics and knee joint pain. *J Orthop Res* 9: 398-405.
- RAZEGHI M, BATT ME. 2002. Foot type classification: a critical review of current methods. *Gait Posture* 15: 282-291.
- REINSCHMIDT C, NIGG BM. 2000. Current issues in the design of running and court shoes. *Sportverletz Sportschaden* 14: 71-81.
- ROSENBAUM D, KERSTING UG. 2004. Between day reliability of repeated plantar pressure distribution measurements in a normal population. Emed Scientific Meeting, Leeds, UK. July 29 to August 1, 2004.

- ROSSI WA. 1983. The high incidence of mismatched feet in the population. *Foot Ankle* 4: 105-112.
- ROSSI WA, TENNANT R. 1984. Professional shoe fitting New York: Pedorthic footwear association.
- SATTERTHWAITE P, NORTON R, LARMER P, ROBINSON E. 1999. Risk factors for injuries and other health problems sustained in a marathon. *Br J Sports Med* 33: 22-26.
- SERVI JT. 2002. Patellofemoral Joint Syndromes. www.emedicine.com/sports/topics96.htm.
- SIMONEAU GG, HOENIG KJ, LEPLEY JE, PAPANEK PE. 1998. Influence of hip position and gender on active hip internal and external rotation. *J Orthop Sports Phys Ther* 28: 158-164.
- SNEL JG, DELLEMAN DJ, HEERKENS YF. 1985. Shock-absorbing characteristics of running shoes during actual running. *Biomechanics IX-A*: 134-138.
- SODERMAN K, ALFREDSON H, PIETILA T, WERNER S. 2001. Risk factors for leg injuries in female soccer players: a prospective investigation during one out-door season. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 9: 313-321.
- STACOFF A, REINSCHMIDT C, NIGG BM, VAN DEN BOGERT AJ, LUNDBERG A, DENOTH J, STUSSI E. 2000. Effects of foot orthoses on skeletal motion during running. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 15: 54-64.
- STACOFF A, REINSCHMIDT C, NIGG BM, VAN DEN BOGERT AJ, LUNDBERG A, DENOTH J, STUSSI E. 2001. Effects of shoe sole construction on skeletal motion during running. *Med Sci Sports Exerc* 33: 311-319.
- STAGNI R, FANTOZZI S, CAPPELLO A, LEARDINI A. 2005. Quantification of soft tissue artefact in motion analysis by combining 3D fluoroscopy and stereophotogrammetry: a study on two subjects. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 20: 320-329.
- STEFANYSHYN DJ, STERGIU P, NIGG BM, ROZITIS AI, GOEPFERT B. 2003. Do females require different running footwear. ISB Functional Footwear Group.
- STEINWENDER G, SARAPH V, SCHEIBER S, ZWICK EB, UITZ C, HACKL K. 2000. Intrasubject repeatability of gait analysis data in normal and spastic children. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 15: 134-139.
- STERGIU N, BATES BT. 1997. The relationship between subtalar and knee joint function as a possible mechanism for running injuries. *Gait & Posture* 6: 177-185.
- STIFTUNG-WARENTEST. 2005. Das Mittelfeld hält mit. *Test*. p 78-82.
- STÜSSI E, KÄLIN X, STACOFF A. 1984. Biomechanische Aspekte in Sportschuhen. Interner Bericht der ETH Zürich.: 1-30.
- THOMEE R, AUGUSTSSON J, KARLSSON J. 1999. Patellofemoral pain syndrome: a review of current issues. *Sports Med* 28: 245-262.
- TOMSICH DA, NITZ AJ, THRELKELD AJ, SHAPIRO R. 1996. Patellofemoral alignment: reliability. *J Orthop Sports Phys Ther* 23: 200-208.

- TSUNG BY, ZHANG M, FAN YB, BOONE DA. 2003. Quantitative comparison of plantar foot shapes under different weight-bearing conditions. *J Rehabil Res Dev* 40: 517-526.
- UMEKI Y. 1991. [Static results of medial foot arch]. *Nippon Seikeigeka Gakkai Zasshi* 65: 891-901.
- VAN DER LEEDEN M, DEKKER J, SIEMONSMA P, LEK-WESTERHOF S, STEULTJENS M. 2004. Reproducibility of plantar pressure measurements in patients with chronic Arthritis. *Emed Scientific Meeting Leeds, UK*.
- VAN GHELUWE B, KERWIN D, ROOSEN P, TIELEMANS R. 1999. The influence of heel fit on rear-foot motion in running shoes. *Journal of Applied Biomechanics* 15: 361-372.
- VAN GHELUWE B, TIELEMANS R, ROOSEN P. 1995. The influence of heel counter rigidity on rear-foot motion during running. *Journal of Applied Biomechanics* 11: 47-67.
- VAN MECHELEN W. 1992. Running injuries. A review of the epidemiological literature. *Sports Med* 14: 320-335.
- VAN WOENSEL W, CAVANAGH PR. 1992. A perturbation study of lower extremity motion during running. *International Journal of Sport Biomechanics* 8: 30-47.
- VON TSCHARNER V, GOEPFERT B. 2003. Gender dependent EMGs of runners resolved by time/frequency and principal pattern analysis. *J Electromyogr Kinesiol* 13: 253-272.
- WAKELING JM, LIPHARDT AM, NIGG BM. 2003. Muscle activity reduces soft-tissue resonance at heel-strike during walking. *J Biomech* 36: 1761-1769.
- WAKELING JM, PASCUAL SA, NIGG BM. 2002. Altering muscle activity in the lower extremities by running with different shoes. *Med Sci Sports Exerc* 34: 1529-1532.
- WATSON CJ, LEDDY HM, DYNJAN TD, PARHAM JL. 2001. Reliability of the lateral pull test and tilt test to assess patellar alignment in subjects with symptomatic knees: student raters. *J Orthop Sports Phys Ther* 31: 368-374.
- WEN DY, PUFFER JC, SCHMALZRIED TP. 1997. Lower extremity alignment and risk of overuse injuries in runners. *Med Sci Sports Exerc* 29: 1291-1298.
- WESTHOFF B, HIRSCH MA, HEFTER H, WILD A, KRAUSPE R. 2004. [How reliable are data from 3d-gait analysis]. *Sportverletz Sportschaden* 18: 76-79.
- WIESEL. 2003. Laufschuhlexikon. www.laufschuhkauf.de/lexikon.htm
- WILLEMS TM, DE CLERCQ D, DELBAERE K, VANDERSTRAETEN G, DE COCK A, WITVROUW E. 2006. A prospective study of gait related risk factors for exercise-related lower leg pain. *Gait Posture* 23: 91-98.
- WILLEMS T, WITVROUW E, DELBAERE K, DE COCK A, DE CLERCQ D. 2005. Relationship between gait biomechanics and inversion sprains: a prospective study of risk factors. *Gait Posture* 21: 379-387.

- WINKEL D. 1995. Nichtoperative Orthopädie und Manualtherapie: Teil 2/2: Diagnostik der Extremitäten Stuttgart: Gustav Fischer Verlag.
- WINKEL D, VAN PARIDON-EDAUW D, MAZITHIJS O. 1996. Diagnose- und Therapieschemata in der Nichtoperativen Orthopädie 2 Stuttgart: Gustav Fischer Verlag.
- WITANA CP, FENG J, GOONETILLEKE RS. 2004. Dimensional differences for evaluating the quality of footwear fit. *Ergonomics* 47: 1301-1317.
- WUNDERLICH RE, CAVANAGH PR. 2001. Gender differences in adult foot shape: implications for shoe design. *Med Sci Sports Exerc* 33: 605-611.
- YODAS JW, BOGARD CL, SUMAN VJ. 1993. Reliability of goniometric measurements and visual estimates of ankle joint active range of motion obtained in a clinical setting. *Arch Phys Med Rehabil* 74: 1113-1118.
- YU B, MCCLURE SB, ONATE JA, GUSKIEWICZ KM, KIRKENDALL DT, GARRETT WE. 2005. Age and gender effects on lower extremity kinematics of youth soccer players in a stop-jump task. *Am J Sports Med* 33: 1356-1364.

TABELLENVERZEICHNIS

Tabelle 01: Defizite bisheriger Studien.....	22
Tabelle 02: Übersicht Messphasen.....	25
Tabelle 03: Übersicht Gesamtstichprobe: klinische und biomechanische Untersuchung	26
Tabelle 04: Übersicht ausgeschlossener Probanden (DO): klinische und biomechanische Untersuchung.....	26
Tabelle 05: Ein- und Ausschlusskriterien der klinischen und biomechanischen Untersuchung.....	26
Tabelle 06: Stichprobe: klinische Untersuchung.....	27
Tabelle 07: Messgrößen der klinischen Untersuchung.....	28
Tabelle 08: Stichprobe: plantare Druckverteilung.....	29
Tabelle 09: Übersicht ausgeschlossener Probanden (DO): plantare Druckverteilung...	29
Tabelle 10: Übersicht Messbedingungen: plantare Druckverteilung.....	29
Tabelle 11: Datenanalyse plantare Druckverteilung.....	30
Tabelle 12: Diskrete Maße der plantaren Druckverteilung. Abrollvorgang als [ROP] gekennzeichnet.....	32
Tabelle 13: Stichprobe: 3-D-Kinematik der UEX.....	34
Tabelle 14: Übersicht ausgeschlossener Probanden (DO): 3-D-Kinematik der UEX....	34
Tabelle 15: Übersicht Messbedingungen: 3-D-Kinematik.....	35
Tabelle 16: Übersicht Datenanalyse: 3-D-Kinematik.....	36
Tabelle 17: Übersicht der Messgrößen und Darstellungsformen: 3-D-Kinematik.....	37
Tabelle 18: Übersicht Gesamtstichprobe: anthropometrische Untersuchung.....	43
Tabelle 19: Übersicht ausgeschlossener Probanden (DO): anthropometrische Untersuchung.....	43
Tabelle 20: Übersicht Ein- und Ausschlusskriterien.....	44
Tabelle 21: Übersicht Messbedingungen: 3-D-Fußscanner Fußmaße.....	46
Tabelle 22: Übersicht Datenanalyse 3-D-Fußscanner Fußmaße.....	47
Tabelle 23: Übersicht Messbedingungen: 3-D-Fußscanner Leistenmaße.....	48
Tabelle 24: Übersicht: Anthropometrische Daten der Fußmorphologie.....	49-51
Tabelle 25: Kreuztabelle zur Darstellung einzelner Fußmaße.....	56
Tabelle 26: Stichprobenmerkmale der klinischen Untersuchung.	61
Tabelle 27: Übersicht über die berechneten Variablen der plantaren Druckverteilungsmessung.....	65
Tabelle 28: Mittlere Intraclass Correlation Coefficients des Hüftgelenks ± 1 StdAbw...	69
Tabelle 29: Mittlere Intraclass Correlation Coefficients des Kniegelenks ± 1 StdAbw...	70
Tabelle 30: Mittlere Intraclass Correlation Coefficients des Sprunggelenks ± 1 StdAbw.	70
Tabelle 31: Darstellung der diskreten Maße der Bewegungen in der Sagittalebene des Hüftgelenks.....	78
Tabelle 32: Darstellung der diskreten Maße der Bewegungen in der Frontalebene des Hüftgelenks.....	79
Tabelle 33: Darstellung der diskreten Maße der Bewegungen in der Sagittalebene des Kniegelenks.....	80
Tabelle 34: Darstellung der diskreten Maße der Bewegungen in der Sagittalebene des oberen Sprunggelenks.....	81
Tabelle 35: Darstellung der diskreten Maße der Bewegungen in der schiefen Ebene des unteren Sprunggelenks.....	82
Tabelle 36: Intratester-Reliabilität, Darstellung des RMSE von 4 Beobachtungen je Fall	84
Tabelle 37: Intertester-Reliabilität, „Intraclass Correlation Coefficient“.....	84
Tabelle 38: Beschreibung der Stichprobe.....	87

Tabelle 39: Darstellung der Ballenlänge.....	88
Tabelle 40: Darstellung der Kleinzeheballenlänge.....	89
Tabelle 41: Darstellung der Zehenlänge.....	90
Tabelle 42: Darstellung der Spannlänge.....	90
Tabelle 43: Darstellung der Ballenbreite anatomisch.....	91
Tabelle 44: Darstellung der anatomischen Fersenbreite.....	92
Tabelle 45: Darstellung der Zehenhöhe.....	93
Tabelle 46: Darstellung der Spannhöhe.....	94
Tabelle 47: Darstellung des Ballenwinkels.....	95
Tabelle 48: Darstellung des Großzehe winkels.....	96
Tabelle 49: Darstellung des Kleinzehe winkels.....	97
Tabelle 50: Schematische Darstellung der Ergebnisse diskreter Fußmaße im Geschlechtervergleich.	98
Tabelle 51: Darstellung der Clusterlösungen.	101
Tabelle 52: Beschreibung der Clustertypen in Anlehnung an die Mittelwerte der Clusterlösungen für die jeweiligen Variablen (vgl. Tabelle 51).....	101
Tabelle 53: Darstellung der Clusterlösungen.	104
Tabelle 54: Beschreibung der Clustertypen in Anlehnung an die Mittelwerte der Clusterlösungen für die jeweiligen Variablen (vgl. Tabelle 53).....	105
Tabelle 55: Zusammenfassung des Vergleich Fußmaße vs. Laufschuhleistens Teil I.....	113
Tabelle 56: Zusammenfassung des Vergleich Fußmaße vs. Laufschuhleistens Teil II....	113
Tabelle 57: Darstellung der Gradierungsschritte der orthogonalen Ballen- und Fersenbreite sowie der Fußhöhe bei 50% Fußlänge.....	120
Tabelle 58: Darstellung der aufsummierten Gradierung.....	120
Tabelle 59: Vergleich des tatsächlichen Wertebereichs des Clustermix im Vergleich zu den zwei Gradierungsansätzen.	126
Tabelle 60: Darstellung der Mittleren Differenz (MD) zwischen wahren Mittelwert der Untersuchungsstichprobe (Clustermix) und errechnetem Wert der unterschiedlichen Gradierungsansätze.....	127
Tabelle 61: Gradierungsvorschläge für die Ballenbreite entsprechend Ansatz 1 und 2...	128
Tabelle 62: Gradierungsvorschläge für die Fersenbreite entsprechend Ansatz 1 und 2...	128
Tabelle 63: Gradierungsvorschläge für die Fußhöhe entsprechend Ansatz 1 und 2.....	128

ABBILDUNGSVERZEICHNIS

Abbildung 01: Teilnehmerzahlen beim Tübinger Nikolauslauf.....	1
Abbildung 02: Aufbau eines Laufschuhs.....	5
Abbildung 03: Übersicht Messablauf der klinischen und biomechanischen Untersuchung.....	27
Abbildung 04: Aufteilung des Fußes in 7 anatomische Masken.....	31
Abbildung 05: Geschwindigkeitsverlauf des COP.....	33
Abbildung 06: Gelenkmodellierung in Anlehnung an GROOD & SUNTAY Convention.....	36
Abbildung 07: 3-D-Kinematik Kurvenverlauf: Mittelwert und 95%-Konfidenzintervall..	37
Abbildung 08: Diskrete Maße des Hüftgelenkwinkels in der Sagittalebene.....	38
Abbildung 09: Diskrete Maße des Hüftgelenkwinkels in der Frontalebene.....	39
Abbildung 10: Diskrete Maße des Kniegelenkwinkels in der Sagittalebene.....	39
Abbildung 11: Diskrete Maße des Sprunggelenkwinkels (OSG) in der Sagittalebene.....	40
Abbildung 12: Diskrete Maße des Sprunggelenkwinkels (USG) in der schiefen Ebene...	40
Abbildung 13: Winkel-Winkel-Diagramm Hüftgelenkwinkel frontal und Gelenkwinkel des USG.....	42
Abbildung 14: Messung Fußscanner.....	44
Abbildung 15: Lichtreflexionen der Leistenoberfläche (links), Kompressionssocken zur Reduktion der Messartefakte (rechts).....	45
Abbildung 16: Ausrichtung und Vermessung der Leisten mit der Grafiksoftware <i>Rhino-ceros</i> [®]	48
Abbildung 17: Koordinatensystem des Fußscanners.....	53
Abbildung 18: BLAND and ALTMAN Plot zur Einschätzung der Verlässlichkeit von Messverfahren.....	54
Abbildung 19: Mean Diamonds.....	56
Abbildung 20: Variablen zur Typisierung der Fußform im geschlechtsspezifischen Vergleich.....	59
Abbildung 21: Maße der Clusteranalyse beim Vergleich der weiblichen Stichprobe mit den Leistenmaßen.....	59
Abbildung 22: Seitenbandinstabilität der Lig. collaterale tibiale und fibulare [%] und Patellamobilität [%].....	62
Abbildung 23: Flexibilität der Muskulatur. Linksseitig M. iliopsoas und Mm. ischiocrurales [%].....	62
Abbildung 24: Bewegungsausmaß (ROM) der Knieextension und des OSG.....	63
Abbildung 25: Subjektive Beurteilung der Beinachse [%] in Statik und Dynamik.....	64
Abbildung 26: Subjektive Beurteilung der Rückfußform und der Position des USG.....	64
Abbildung 27: Relativer Zeitpunkt d. Fersenabhebens [%FL].....	66
Abbildung 28: Maximale Geschwindigkeit des COP in medio-lateraler Richtung bis HO [%FB/s], korrespondierender Zeitpunkt [%ROP].....	66

Abbildung 29: Relativer Zeitpunkt von F_{\max} normiert der Gesamtmaske [%ROP], F_{\max} normiert der lateralen Rückfußmaske M1 [G].....	67
Abbildung 30: Maximale normierte Kraftanstiegsrate [G/s] in der Gesamtmaske, korrespondierender Zeitpunkt [%ROP].....	68
Abbildung 31 :Mediales Kraft-Zeit-Integral (FTI) [% Gesamt-FTI].....	68
Abbildung 32: Darstellung des Hüftgelenkwinkels in der Sagittalebene während 100% ROP.	71
Abbildung 33: Darstellung des Hüftgelenkwinkels in der Frontalebene während 100% ROP.....	72
Abbildung 34: Darstellung des Kniegelenkwinkels in der Sagittalebene während 100% ROP.....	72
Abbildung 35: Darstellung des Gelenkwinkels im oberen Sprunggelenk in der Sagittalebene während 100% ROP.	73
Abbildung 36: Darstellung der Bewegung des unteren Sprunggelenkes während 100% ROP.....	74
Abbildung 37: Darstellung der Gelenkwinkel in der Sagittalebene während 100% ROP..	75
Abbildung 38: Winkel-Winkel-Diagramm des Hüftwinkels in der Frontalebene und des Winkels im USG.....	76
Abbildung 39: Winkel-Winkel-Diagramm des Kniegelenkwinkels in der Sagittalebene und des Winkels im USG.	77
Abbildung 40: Gruppendifferenzen diskreter Maße der Hüftbewegung in der Sagittalebene während 100% ROP.....	78
Abbildung 41: Gruppendifferenzen diskreter Maße der Hüftbewegung in der Frontalebene während 100% ROP.	79
Abbildung 42: Gruppendifferenzen diskreter Maße der Kniebewegung in der Sagittalebene während 100% ROP.....	80
Abbildung 43: Gruppendifferenzen diskreter Maße der Bewegung im OSG in der Sagittalebene während 100% ROP.....	81
Abbildung 44: Gruppendifferenzen diskreter Maße der Bewegung im USG in der schiefen Ebene während 100% ROP.....	82
Abbildung 45: BLAND & ALTMAN Plots für Ballenlänge, Kleinzehenballenlänge und Ballenbreite	85
Abbildung 46: Anzahl der Probanden je Schuhgröße.....	86
Abbildung 47: Beinachse statisch	87
Abbildung 48: Geschlechtsspezifischer Vergleich der Ballenlänge in Größe 38, 39 und 40 [mm].....	88
Abbildung 49: Geschlechtsspezifischer Vergleich der Kleinzehenballenlänge in Größe 38, 39 und 40 [mm].....	89
Abbildung 50: Geschlechtsspezifischer Vergleich der Zehenlänge in Größe 38, 39 und 40 [mm].....	90
Abbildung 51: Geschlechtsspezifischer Vergleich der Spannlänge in Größe 38, 39 und 40 [mm].....	91
Abbildung 52: Geschlechtsspezifischer Vergleich der anatomischen Ballenbreite in Größe 38, 39 und 40 [mm].....	92

Abbildung 53: Geschlechtsspezifischer Vergleich der anatomischen Fersenbreite in Größe 38, 39 und 40 [mm].....	93
Abbildung 54: Geschlechtsspezifischer Vergleich der Zehenhöhe in Größe 38, 39 und 40 [mm].....	93
Abbildung 55: Geschlechtsspezifischer Vergleich der Spannhöhe in Größe 38, 39 und 40 [mm].....	94
Abbildung 56: Geschlechtsspezifischer Vergleich des Ballenwinkels in Größe 38, 39 und 40 [°].....	95
Abbildung 57: Geschlechtsspezifischer Vergleich des Großzehenwinkels in Größe 38, 39 und 40 [°].....	96
Abbildung 58: Geschlechtsspezifischer Vergleich des Kleinzehenwinkels in Größe 38, 39 und 40 [°].....	97
Abbildung 59: Darstellung der Fußmaße in Relation zur Fußlänge über alle Größen. $n \geq 829$	99
Abbildung 60: Darstellung der Winkelmaße und deren Standardabweichung in Grad über alle Größen. $n \geq 819$	100
Abbildung 61: Darstellung der ausgeschlossenen Randgrößen für die Clusteranalyse mit $n < 10$	100
Abbildung 62: Verteilung der Fußtypen im Geschlechtervergleich	102
Abbildung 63: Messfehler Leistenvermessung.....	103
Abbildung 64: Anzahl der Probandinnen je Schuhgröße.....	106
Abbildung 65: Verteilung der Cluster über die Schuhgrößen.....	106
Abbildung 66: Vergleich der Mittelwerte der Ballenlänge der Cluster 1-3, der Gesamtstichprobe (Grand Mean) und der Leistenwerte in Größe US Women 6, 7, 8.5 und 9.5	107
Abbildung 67: Vergleich der Mittelwerte der Kleinzehenballenlänge der Cluster 1-3, der Gesamtstichprobe (Grand Mean) und der Leistenwerte in Größe US Women 6, 7, 8.5 und 9.5.	108
Abbildung 68: Vergleich der Mittelwerte der orthogonalen Ballenbreite der Cluster 1-3, der Gesamtstichprobe (Grand Mean) und der Leistenwerte in Größe US Women 6, 7, 8.5 und 9.5.	109
Abbildung 69: Vergleich der Mittelwerte der orthogonalen Fersenbreite der Cluster 1-3, der Gesamtstichprobe (Grand Mean) und der Leistenwerte in Größe US Women 6, 7, 8.5 und 9.5.	110
Abbildung 70: Vergleich der Mittelwerte der Zehenhöhe der Cluster 1-3, der Gesamtstichprobe (Grand Mean) und der Leistenwerte in Größe US Women 6, 7, 8.5 und 9.5.....	110
Abbildung 71: Vergleich der Mittelwerte der Fußhöhe bei 50% Fußlänge der Cluster 1-3, der Gesamtstichprobe und der Leistenwerte in Größe US Women 6, 7, 8.5 und 9.5.....	111
Abbildung 72: Verschiedene Ansätze zur Optimierung der Leistengradierung.....	117
Abbildung 73: Clustermix: Einteilung der Hauptclusterguppen in Anlehnung an die Häufigkeitsverteilung der Cluster über die Schuhgrößen [%].....	118
Abbildung 74: Vergleich der orthogonalen Ballenbreite des Clustermix	119

Abbildung 75: Gradierungsschritte der orthogonalen Ballenbreite für den Clustermix...	119
Abbildung 76: Schematische Darstellung der für den Gradierungsansatz 1 verwendeten Gradierungsschritte	121
Abbildung 77: Gradierungsschritte der einzelnen Clusterschritte für Ansatz 1 am Beispiel der orthogonalen Ballenbreite.....	122
Abbildung 78: Geglättete Gradierungsschritte der einzelnen Clusterschritte für Ansatz 1 am Beispiel der orthogonalen Ballenbreite.	123
Abbildung 79: Schematische Darstellung der für den Gradierungsansatz 2 verwendeten Gradierungsschritte	123
Abbildung 80: Gradierungsschritte der einzelnen Clusterschritte für Ansatz 2 am Beispiel der orthogonalen Ballenbreite.	124
Abbildung 81: Geglättete Gradierungsschritte der einzelnen Clusterschritte für Ansatz 2 am Beispiel der orthogonalen Ballenbreite.....	125
Abbildung 82: Vorgeschlagene Gradierungssektoren der Dämpfungseigenschaften, basierend auf der Schuhgröße UK. Quelle: KLEINDIENST, 2003: S. 376.....	154

ABKÜRZUNGEN

BMI	Body Mass Index [m^2/kg]
COP (Center of Pressure)	Druckschwerpunkt
CRF (Case Report Form)	Probandenakte
DO (drop-out)	ausgeschlossener Proband
EVA	Etylvinylacetat: Kunststoff zur Herstellung verschiedener Mittelsohlenkomponenten. EVA ist leicht und elastisch.
FB	Fußbreite
FL	Fußlänge
F_{max}	maximale vertikale Bodenreaktionskraft
FTI (Force Time Integral)	Kraft-Zeit-Integral
G	Gewichtskraft des Körpers in Newton [N]
HG	Hüftgelenk
HO (Heel off)	Abheben der Ferse, beschreibt das Ende der Standphase
KG	Kniegelenk
KI	Konfidenzintervall
L4	Dornfortsatz des 4. Lendenwirbels
MFK	Mittelfußköpfchen / Metatarsalköpfchen

N	Newton
OSG	Oberes Sprunggelenk
ROM (Range of Motion)	Bewegungsausmaß
ROP (Roll over process)	Zeitparameter, der die Gesamtdauer des Abrollvorgangs beschreibt
SIAS	Spina iliaca anterior superior
Slope_{max}	maximale vertikale Kraftanstiegsrate
t (time)	Zeitpunkt
TD (Touch Down)	Fersenaufsatz
TM	Trochanter Major
TO (Toe off)	Fußabdruck
UEX	untere Extremität
UK	Englisches Schuhlängensystem
USG	Unteres Sprunggelenk
PU	Polyurethan: Kunststoff zur Herstellung verschiedener Mittelsohlenkomponenten. PU ist schwerer, dichter und länger haltbar als EVA.
Vel (Velocity)	Geschwindigkeit

GLOSSAR

Aktiver (zweiter) Peak	zweite Kraftspitze des zweigipfligen Verlaufs der Bodenreaktionskraft beim Joggen (Rückfußlauf), die durch den Abdruck vom Boden hervorgerufen wird
α-Fehler (Fehler 1. Art)	der Test widerlegt fälschlicherweise die Nullhypothese
Bias	systematischer Fehler, z.B. bei der Datenerhebung
Brandsohle	Bezeichnung der inneren Sohle des Schuhs, mit der Schaft und Boden miteinander verbunden werden
Brannock-Maß	ein überwiegend in USA verwendetes Messinstrument zur Bestimmung von Fuß- und Ballenlänge sowie Ballenbreite
Breite	in der vorliegenden Arbeit wird dieser Begriff für die Breite des Fußes bzw. des Leistens verwendet, also dem Abstand zwischen medial und lateral. Weite hingegen ist ein im Leistenbau stehender Begriff für ein Umfangmaß.
Crash-pad	weicheres, vom Rest der Mittelsohle entkoppeltes Sohlenmaterial (PU) im lateralen Fersenbereich
Ectomorph	Körperkonstitution: schlank, oft groß, lange Arme und Beine, größtes Gehirn und Nervensystem – entspricht dem Leptosom
Endomorph	Körperkonstitution: mollig, birnenförmig – entspricht dem Pykniker
Französisch Stich	aus Frankreich stammende Längenmaßtabelle, die auch als EU bezeichnet wird und insbesondere im europäischen Raum Verwendung findet. Basierend auf dem sogenannten „Schuhmacherstich“ wurden 2 Zentimeter in 3 Teile geteilt. Eine ganze EU-Größe entspricht demnach 6.66 mm, allerdings werden zumeist auch halbe Größen angeboten

Frontalebene	Ebene, in der Bewegungen in der Vorderansicht des Menschen durchgeführt werden
Genu rectum	gerades Bein
Genu valgum	X-Bein
Genu varum	O-Bein
Gradierung	Leistenbau: bestimmt den Zuwachs an Breiten-, Längen- und Umfangmaßen von einer Schuhgröße zur nächsten
Heel flare	Abschrägung der Mittelsohle im Bereich der Ferse. Diese kann beim Laufschuh positiv (zum Boden hin breiter werdend), neutral oder negativ (zum Boden hin verjüngend) sein
Impacter	Gerätevorrichtung, die die Dämpfungscharakteristika des Schuhs mechanisch testet
Lachmantest	Stabilitätstest am Kniegelenk (vorderes / hinteres Kreuzband)
Masterpiece	Ursprungsleisten, der Modell für alle anderen Leisten steht. Von diesem wird auf- bzw. abgradiert. Prototypen werden in dieser Größe gefertigt
Medialer Condylus	medizinischer Begriff für die innere Oberschenkelrolle (Condylen)
Mesomorph	Körperkonstitution: stämmig, breite Schultern, ausgeprägte Muskulatur und Knochen – entspricht dem Athletiker
Passiver (erster) Peak (Impact-Peak)	erste Kraftspitze des zweigipfligen Verlaufs der Bodenreaktionskraft beim Joggen (Rückfußlauf), die durch das Auftreffen der Ferse auf den Boden hervorgerufen wird

Pivot-shift-Test	Stabilitätstest am Kniegelenk (anterior-mediale Instabilität)
Quadrizepssehnenwinkel (Q-Winkel)	Winkel zwischen der Verbindungslinie von Spina iliaca anterior superior zur Mitte der Patella und von der Mitte der Patella zum Ansatz der Patellasehne an der Tuberositas Tibia.
Sagittalebene	Ebene, in der Bewegungen in der seitlichen Ansicht des Körpers durchgeführt werden
Shore	Einteilungsskala verschiedener Schaumhärtegrade bei Dämpfungsmaterialien (z. B. Zwischensohlen bei Laufschuhen oder Materialien zur Herstellung von orthopädischen Einlagen)
Slope_{max}	maximale vertikale Kraftanstiegsrate
Sockliner	Einlegesohle in den Laufschuh, u.a. zur Abdeckung der Nähte der Brandsohle. Z. T. mit Funktionselementen
Steinmann 1 und 2	Meniskustests am Kniegelenk
Stinkfuß	häufiges, unter Orthopäden gefürchtetes Syndrom, meist auftretend nach Ausziehen sogenannter Stinksocken (KRÄMER et al. (1997, S. 638))
Stoßdämpfung	Mechanismus zur Reduktion der beispielsweise beim Fersenaufsatz des Laufens auftretenden Beschleunigungsamplitude im Körper, dessen Wirkung auf Dämpfungseigenschaften des passiven und aktiven Bewegungsapparates zurückzuführen ist.
Transversalebene	Ebene, in der Bewegungen um die eigene Längsachse durchgeführt werden
Valguskompressionstest	Stabilitätstest- und Meniskustest am Kniegelenk (Seitenband/ Kapsel medial, Meniskus lateral)

Varuskompressionstest	Stabilitätstest- und Meniskustest am Kniegelenk (Seitenband/ Kapsel lateral, Meniskus medial)
(Vorfuß-) Sprengung	Höhendifferenz zwischen unterschiedlichen Bereichen des Leistens bzw. Schuhs. Die Diskrepanz zwischen Vor- und Rückfußhöhe wird als Sprengung bezeichnet, der Abstand zwischen Schuhspitze und Auftrittsfläche Spitzen- bzw. Vorfußsprengung.
Weite	im Leistenbau verwendeter Begriff zur Beschreibung des Umfangs an definierten Positionen des Leistens bzw. des Fußes.
Windless-Mechanismus	durch eine passive Dorsal-Extension des Großzehengrundgelenks kommt es zu einer Aufrichtung des Längsgewölbes
Zohlenzeichen	diagnostischer Test am Femoropatellargelenk

ANHANG

Anhang 1: Probandenakte (Case Report Form – CRF)



Womens Running:

Klinische und kinematische Untersuchung weiblicher und männlicher Läufer

Notizen:

Alter zum Zeitpunkt der Messung: _ _ Jahre

Probanden-Nr.:

Gesund männlich

Gesund weiblich

Running style barfuß:

	rechts	links
Vorfußläufer	RFL <input type="checkbox"/> MFL <input type="checkbox"/> VFL <input type="checkbox"/>	RFL <input type="checkbox"/> MFL <input type="checkbox"/> VFL <input type="checkbox"/>

Terminvereinbarung:

geplant:

stattgefunden:

Teil 1: Klinische Untersuchung

_ _ . _ _ . _ _

_ _ . _ _ . _ _

Uhrzeit: _ _ : _ _

Uhrzeit: _ _ : _ _

Teil 2: Kinematische Untersuchung
(Biomechanische Messung)

Uhrzeit: _ _ : _ _

Uhrzeit: _ _ : _ _

CRF auf Vollständigkeit geprüft

I: In Datenbank übertragen am

_ _ . _ _ . _ _

von: _____

II: In Datenbank übertragen am

_ _ . _ _ . _ _

von: _____

Rekrutierung des Probanden durch:

- Vorausgehende Untersuchung
- Arzt Name: _____
- Presse
- Sonstiges _____

Ein- und Ausschlusskriterien

Einschlusskriterien erfüllt? JA NEIN

- ✓ Beschwerdefreiheit seit mindestens sechs Monaten
- ✓ Gesunde männliche und 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

- ✓ 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:

Kniediagnostik

Das Feld **o. B.** soll immer dann angekreuzt werden, wenn es sich um keinen pathologischen Befund handelt. Bei den Tests zur Bandstabilität und Patella sind zusätzlich die Qualitäten zu beschreiben.

Inspektion:

	rechts: o. B. <input type="checkbox"/>	links: o. B. <input type="checkbox"/>
Erguss (intraartikulär)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Schwellung	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Rötung	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

Meniskuszeichen (für IM und AM):

Testverfahren	rechts: o. B. <input type="checkbox"/>	links: o. B. <input type="checkbox"/>
DS medialer Gelenkspalt	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
DS lateraler Gelenkspalt	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Steinmann 1	AR ⇒ med. Schmerz <input type="checkbox"/> IR ⇒ lat. Schmerz <input type="checkbox"/>	AR ⇒ med. Schmerz <input type="checkbox"/> IR ⇒ lat. Schmerz <input type="checkbox"/>
Steinmann 2	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Hyperextensionsschmerz	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Valguskompressionsschmerz	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Varuskompressionsschmerz	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

Bandverhältnisse:

	rechts: o. B. <input type="checkbox"/>	links: o. B. <input type="checkbox"/>
Seitenbänder (medial)	- <input type="checkbox"/> + <input type="checkbox"/> ++ <input type="checkbox"/> +++ <input type="checkbox"/>	- <input type="checkbox"/> + <input type="checkbox"/> ++ <input type="checkbox"/> +++ <input type="checkbox"/>
Seitenbänder (lateral)	- <input type="checkbox"/> + <input type="checkbox"/> ++ <input type="checkbox"/> +++ <input type="checkbox"/>	- <input type="checkbox"/> + <input type="checkbox"/> ++ <input type="checkbox"/> +++ <input type="checkbox"/>
Lachmantest (VKB)	- <input type="checkbox"/> hart <input type="checkbox"/> + <input type="checkbox"/> weich <input type="checkbox"/>	- <input type="checkbox"/> hart <input type="checkbox"/> + <input type="checkbox"/> weich <input type="checkbox"/>
Pivot-shift-Test	- <input type="checkbox"/> + <input type="checkbox"/> ++ <input type="checkbox"/>	- <input type="checkbox"/> + <input type="checkbox"/> ++ <input type="checkbox"/>

Patella:

	rechts: o. B. <input type="checkbox"/>	links: o. B. <input type="checkbox"/>
Patellamobilität	Hypo <input type="checkbox"/> norm <input type="checkbox"/> hyper <input type="checkbox"/>	Hypo <input type="checkbox"/> norm <input type="checkbox"/> hyper <input type="checkbox"/>
Retropatellare Krepitation	ja <input type="checkbox"/> nein <input type="checkbox"/>	ja <input type="checkbox"/> nein <input type="checkbox"/>
Facettenschmerz	med <input type="checkbox"/> lat <input type="checkbox"/> caudal <input type="checkbox"/> cranial <input type="checkbox"/>	med <input type="checkbox"/> lat <input type="checkbox"/> caudal <input type="checkbox"/> cranial <input type="checkbox"/>
Zohlenzeichen	- <input type="checkbox"/> + <input type="checkbox"/>	- <input type="checkbox"/> + <input type="checkbox"/>

Bemerkungen:

Anthropometrische Daten

Größe: _____ cm

Gewicht: _____ cm

Fußform statisch im Bereich Mittel-/ Rückfuß:

Muskulatur	rechts	links
Normal	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Hohlfuß	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Knick- Senkfuß	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

Beinachse (Stand):

	rechts	links
Keine Achsabweichung	<input type="checkbox"/>	
Genu Recurvatum	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Valgus	<input type="checkbox"/> Abstand in cm: _____	
Varus	<input type="checkbox"/> Abstand in cm: _____	
Oberschenkel	IR <input type="checkbox"/> N <input type="checkbox"/> AR <input type="checkbox"/>	IR <input type="checkbox"/> N <input type="checkbox"/> AR <input type="checkbox"/>

Beweglichkeit Kniegelenk (nur bei neu akquirierten Probanden):

Bewegungsausmaß	rechts	links
Hüftgelenk (Ex-Flex)	()	()
Kniegelenk (Ex-Flex)	()	()
Oberes Sprunggelenk (DE-PF)	()	()

Anthropometrische Messungen:

	rechts	links
FBL		
SIAS Abstand		
Kniebreite		
Sprunggelenksbreite		

Daten vollständig und korrekt erhoben:

____. ____ . ____

Bemerkungen:

Checkliste Klinische Untersuchung

- Ein- und Ausschlusskriterien abgefragt
- Proband aufgeklärt
- Orthopädischer Befund
- Anthropometrische Daten
- Running Style

Checkliste Marker Positionierung

Marker aufgebracht von: Krauß Vertretung: _____

Beginnende Seite randomisiert (1-3: rechts | 4-6: links): rechts
 links

Markerposition nach Standardverfahren aufgemalt:

- Fuß [2x13]
- Tibiakante [2x1]
- Tuberositas [2x1]
- Proximale Femurcondylen [2x2]
- TM [2]
- SIAS [2]
- L4 [1]

Daten vollständig und korrekt erhoben:

___. ___. __.

Kinematische Untersuchung

Zuständiger Untersuchungsleiter: Maiwald Vertretung: _____

1. Lichtschranken aufgebaut und getestet
2. Vicon: Kamerasensitivität, Streulicht, Bildausschnitt, Kalibration
 [Residualwerte: 1: _____ 2: _____ 3: _____ 4: _____ 5: _____ 6: _____]
3. EMED-Sync + Trigger getestet
4. Videoaufnahme von Probeläufen (vorne, hinten), Beurteilung barfuß
5. Running style kontrolliert (vgl. S. 1)

Messablauf

6. Messungen rechts

Projekt: running_kinematics
Subject:

Statische Messung durchgeführt <input type="checkbox"/>			
Autolabel Calibration erstellt und getestet: <input type="checkbox"/>			
frei gewählte Geschwindigkeit		12 km/h (3,33 m/s)	
Dynamische Messung	Trigger ok. Geschwindigkeit	Dynamische Messung	Trigger ok. Geschwindigkeit
1	rechtsf_01: <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> _____ m/s	rechts12_01: <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> _____ m/s
2	rechtsf_02: <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> _____ m/s	rechts12_02: <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> _____ m/s
3	rechtsf_03: <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> _____ m/s	rechts12_03: <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> _____ m/s
4	rechtsf_04: <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> _____ m/s	rechts12_04: <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> _____ m/s
5	rechtsf_05: <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> _____ m/s	rechts12_05: <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> _____ m/s
6	rechtsf_06: <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> _____ m/s	rechts12_06: <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> _____ m/s
7	rechtsf_07: <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> _____ m/s	rechts12_07: <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> _____ m/s
8	rechtsf_08: <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> _____ m/s	rechts12_08: <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> _____ m/s
9	rechtsf_09: <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> _____ m/s	rechts12_09: <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> _____ m/s
10	rechtsf_10: <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> _____ m/s	rechts12_10: <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> _____ m/s
EMED-Daten gespeichert unter d:\running_kinematics\ <input type="checkbox"/>			

7. Messungen links

Projekt: running_kinematics
Subject:

Statische Messung durchgeführt <input type="checkbox"/>			
Autolabel Calibration erstellt und getestet: <input type="checkbox"/>			
Frei gewählte Geschwindigkeit		12 km/h (3,33 m/s)	
Dynamische Messung	Trigger ok. Geschwindigkeit	Dynamische Messung	Trigger ok. Geschwindigkeit
1 linksf_01: <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> _____ m/s	links12_01: <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> _____ m/s
2 linksf_02: <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> _____ m/s	links12_02: <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> _____ m/s
3 linksf_03: <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> _____ m/s	links12_03: <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> _____ m/s
4 linksf_04: <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> _____ m/s	links12_04: <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> _____ m/s
5 linksf_05: <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> _____ m/s	links12_05: <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> _____ m/s
6 linksf_06: <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> _____ m/s	links12_06: <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> _____ m/s
7 linksf_07: <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> _____ m/s	links12_07: <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> _____ m/s
8 linksf_08: <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> _____ m/s	links12_08: <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> _____ m/s
9 linksf_09: <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> _____ m/s	links12_09: <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> _____ m/s
10 linksf_10: <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> _____ m/s	links12_10: <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> _____ m/s
EMED-Daten gespeichert unter d:\running_kinematics\ <input type="checkbox"/>			

Running style barfuß:

	rechts	links
Vorfußläufer	RFL <input type="checkbox"/> MFL <input type="checkbox"/> VFL <input type="checkbox"/>	RFL <input type="checkbox"/> MFL <input type="checkbox"/> VFL <input type="checkbox"/>
Fußaufsatz	In AR <input type="checkbox"/> in IR <input type="checkbox"/>	In AR <input type="checkbox"/> in IR <input type="checkbox"/>
USG	Pro <input type="checkbox"/> neutral <input type="checkbox"/> Sup <input type="checkbox"/>	Pro <input type="checkbox"/> neutral <input type="checkbox"/> Sup <input type="checkbox"/>
Dynamische Beinachse	valgus <input type="checkbox"/> neutral <input type="checkbox"/> varus <input type="checkbox"/>	valgus <input type="checkbox"/> neutral <input type="checkbox"/> varus <input type="checkbox"/>

Bemerkungen:

Checkliste Kinematische Untersuchung

2 x 10 erfolgreiche Versuche rechts erhoben und gespeichert

2 x 10 erfolgreiche Versuche links erhoben und gespeichert

Running style

Abschließende Bemerkungen zur Untersuchung

Klinische Untersuchung erfolgreich abgeschlossen

Kinematische Messung erfolgreich abgeschlossen

Proband hat die Prämie erhalten?

Unterschrift des Probanden: _____

Sonstiges:

Daten vollständig und korrekt erhoben:

___. ___. __.

Anhang 2: Übersicht über diskrete Messgrößen der 3-D-Kinematik

	Hüftgelenk		Kniegelenk	Sprunggelenk	
	frontal	sagittal	sagittal	USG	sagittal
Max _{gesamt} t _{max}		√	√	√	√
Min _{gesamt} t _{min}	√	√	√	√	√
Range _{gesamt}	√	√		√	√
Max _{lokal} t _{max_lokal}	√			√	
Regel Max _{lokal}	1. Max ≤ 20% ROP			Max _{lokal} : Regel s. U.	
Min _{lokal} , t _{min_lokal}	√		√		√
Regel Min _{lokal}	2. Min Max _{global} < Maß ≤ 50% ROP		1. Min ≤ 30% ROP 2. Min > 30% ROP		1. Min ≤ 20% ROP
Range _{lokal}	√		√	√	√
Regel Range _{lokal}	Max _{lokal} bis Min _{lokal}			Touch down bis Max _{lokal}	Max _{gesamt} bis Min _{lokal}
Slope _{lokal max(+)}				√	
Regel Slope _{lokal max(+)}				Zeitfenster bis Max _{lokal} (Eversionsrate)	
Slope _{Mean}			√	√	
Regel Slope _{Mean}			Touch down bis Max _{gesamt}	Touch down bis Max _{lokal}	

√: dieses Maß (Zeile) wurde für die Gelenkbewegung (Spalte) ausgewertet
t: gibt jeweils den Zeitpunkt der jeweiligen Messgröße in % ROP an
Regel USG Max_{lokal}:

- R1: Schwellenwerte: Steigung 0.1, Krümmung -0.001
- R2: Berechnung Geschwindigkeit und Beschleunigung
- R3: Minimum zeitlich vor Maximum
- R4: Stelle wird gesucht, an der die 2. Ableitung (Beschleunigung) am negativsten ist
- R5: Von da aus wird der Punkt gesucht, an dem die Steigung (Geschwindigkeit) unter einen bestimmten Schwellenwert sinkt oder die Krümmung unter den Schwellenwert fällt, also eine lineare Beschleunigung stattfindet.

Anhang 3: Umrechnungstabelle verschiedener Maßsysteme der Fußlänge. Die in der vorliegenden Arbeit verwendeten Skalen wurden farblich unterlegt. Quelle: BLATNER, M. (2003, S. II - 3 - 5).

cm	Franz.	Englisch	US Herren	US Damen	US Kinder
35		16			
34		15			
33	50	14	15		
32	49	13	14	14	
31	48	12	13	13	
30	47	11	12	12	
29	46	10	11	11	
28	45	9	10	10	
27	44	8	9	9	
26	43	7	8	8	
25	42	6	7	7	
24	41	5	6	6	
23	40	4	5	5	
22	39	3	4	4	
21	38	2	3	3	
20	37	1	2	2	13
19	36	13	1	1	12
18	35	12			11
17	34	11			10
16	33	10			9
15	32	9			8
14	31	8			7
13	30	7			6
12	29	6			5
11	28	5			4
10	27	4			3
9	26	3			2
8	25	2			1
7	24	1			
6	23				
5	22				
4	21				
3	20				
2	19				
1	18				
	17				
	16				
	15				
	14				
	13				
	12				
	11				
	10				
	9				
	8				
	7				
	6				
	5				
	4				
	3				
	2				
	1				

Erwachsene

Kinder

Verschiebung =
1 Nummer

Verschiebung =
1 1/2 Nummern

Verschiebung =
1/2 Nummer

cm
Französisch
Englisch
US Herren
US Damen
US Kinder

Anhang 4: Übersicht der Gradierungsschritte des zugrunde liegenden Clustermix der Untersuchungsstichprobe (rosa) sowie der rohen (roh) und geglätteten (glatt) Schritte der einzelnen Messgrößen für Ansatz 1 (blau) und Ansatz 2 (grün).

Schuhgröße US Women	Ansatz 1		Ansatz 2		Gradierung Clustermix
	I50H (roh) [mm]	I50H (glatt) [mm]	I50H (roh) [mm]	I50H (glatt) [mm]	I50H [mm]
4-4.5	0.47	0.47	1.10	1.10	2.05
4.5-5	0.47	0.47	1.10	1.10	2.05
5-5.5	0.47	0.47	1.10	1.10	0.26
5.5-6	0.47	0.47	1.10	1.10	1.00
6-6.5	0.47	0.47	1.10	1.10	0.14
6.5-7	-1.04	-0.02	-1.04	-0.03	-1.04
7-7.5	0.31	-0.02	0.31	-0.03	-0.78
7.5-8	0.31	-0.02	0.31	-0.03	1.24
8-8.5	0.31	-0.02	0.31	-0.03	0.47
8.5-9	-0.51	0.67	-0.51	0.73	-0.51
9-9.5	0.82	0.67	0.89	0.73	1.62
9.5-10	0.82	0.67	0.89	0.73	-0.50
10-10.5	0.82	0.67	0.89	0.73	1.35
10.5-11	0.82	0.67	0.89	0.73	0.72
11-11.5	0.82	0.67	0.89	0.73	-2.56
11.5-12	0.82	0.67	0.89	0.73	4.50
12-12.5	0.82	0.67	0.89	0.73	2.00
12.5-13	0.82	0.67	0.89	0.73	0.00
Fersenbreite [HW]					
US Women	HW (roh) [mm]	HW (glatt) [mm]	HW (roh) [mm]	HW (glatt) [mm]	HW [mm]
4-4.5	0.85	0.85	0.97	0.97	1.15
4.5-5	0.85	0.85	0.97	0.97	1.15
5-5.5	0.85	0.85	0.97	0.97	0.56
5.5-6	0.85	0.85	0.97	0.97	1.07
6-6.5	0.85	0.85	0.97	0.97	0.93
6.5-7	-0.94	0.26	-0.94	0.26	-0.94
7-7.5	0.67	0.26	0.67	0.26	0.17
7.5-8	0.67	0.26	0.67	0.26	0.92
8-8.5	0.67	0.26	0.67	0.26	0.91
8.5-9	-0.83	1.12	-0.83	0.51	-0.83
9-9.5	1.36	1.12	0.68	0.51	0.59
9.5-10	1.36	1.12	0.68	0.51	1.84
10-10.5	1.36	1.12	0.68	0.51	1.65
10.5-11	1.36	1.12	0.68	0.51	1.72
11-11.5	1.36	1.12	0.68	0.51	-4.88
11.5-12	1.36	1.12	0.68	0.51	3.00
12-12.5	1.40	1.12	0.68	0.51	1.50
12.5-13	1.36	1.12	0.68	0.51	0.00
Ballenbreite orthogonal [BOW]					
US Women	BOW (roh) [mm]	BOW (glatt) [mm]	BOW (roh) [mm]	BOW (glatt) [mm]	BOW [mm]
4-4.5	0.23	0.23	0.80	0.80	1.65
4.5-5	0.23	0.23	0.80	0.80	1.65
5-5.5	0.23	0.23	0.80	0.80	-0.44
5.5-6	0.23	0.23	0.80	0.80	-0.14
6-6.5	0.23	0.23	0.80	0.80	1.29
6.5-7	-0.50	0.45	-0.50	0.45	-0.50
7-7.5	0.77	0.45	0.77	0.45	0.15
7.5-8	0.77	0.45	0.77	0.45	1.67
8-8.5	0.77	0.45	0.77	0.45	0.50
8.5-9	-0.97	1.40	-0.97	0.52	-0.97
9-9.5	1.70	1.40	0.71	0.52	0.90
9.5-10	1.70	1.40	0.71	0.52	1.46
10-10.5	1.70	1.40	0.71	0.52	2.70
10.5-11	1.70	1.40	0.71	0.52	0.85
11-11.5	1.70	1.40	0.71	0.52	-2.50
11.5-12	1.70	1.40	0.71	0.52	4.00
12-12.5	1.70	1.40	0.71	0.52	2.25
12.5-13	1.70	1.40	0.71	0.52	-4.00

Anhang 5: Darstellung der Berechnung von mittlerer Differenz [MD] und dazugehöriger Standardabweichung [StdDev] zwischen tatsächlicher Gradierung des Clustermix und der berechneten Gradierung nach Ansatz 1 am Beispiel der Fersenweite.

US Women	Gradierung Ansatz 1 (glatt) [mm]	berechnete Ballenbreite [mm]	tatsächliche Ballenbreite [mm]	Differenz mathematisch [mm]	Differenz absolut [mm]
4		82.29	79.50	2.79	2.79
4-4.5	0.23	82.52	81.15	1.37	1.37
4.5-5	0.23	82.76	82.80	-0.04	0.04
5-5.5	0.23	82.99	82.36	0.63	0.63
5.5-6	0.23	83.22	82.21	1.01	1.01
6-6.5	0.23	83.46	83.50	-0.04	0.04
6.5-7	0.45	83.91	83.00	0.91	0.91
7-7.5	0.45	84.36	83.15	1.22	1.22
7.5-8	0.45	84.82	84.82	0.00	0.00
8-8.5	0.45	85.27	85.32	-0.04	0.04
8.5-9	1.40	86.68	84.35	2.33	2.33
9-9.5	1.40	88.08	85.24	2.83	2.83
9.5-10	1.40	89.48	86.70	2.78	2.78
10-10.5	1.40	90.88	89.40	1.47	1.47
10.5-11	1.40	92.28	90.25	2.03	2.03
11-11.5	1.40	93.68	87.75	5.93	5.93
11.5-12	1.40	95.08	91.75	3.33	3.33
12-12.5	1.40	96.48	94.00	2.48	2.48
12.5-13	1.40	97.88	90.00	7.88	7.88
	0.866		MD alle Größen	2.04	2.06
			MD Hauptgröße	1.25	1.26
			StdAbw alle Größen	2.05	2.04
			StdAbw Hauptgröße	1.11	1.09

DANKSAGUNGEN

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. Veit Wank, der mir insbesondere bei den biomechanischen Fragestellungen sehr hilfreiche Anregungen geben konnte und sich bei der Korrektur der Arbeit viel Zeit genommen hat. Ebenso möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr. Thomas Horstmann bedanken, der die Entstehung der Arbeit inhaltlich begleitet und mich dabei mit vielen wertvollen Anregungen und Diskussionen unterstützt hat.

Durch Dr. Stefan Grau wurde mir vor vielen Jahren der Weg in die Sportmedizin und die Biomechanik geebnet. Dank ihm kann ich nunmehr seit mehreren Jahren mit einem einzigartigen Team zusammenarbeiten. Für seine persönliche und inhaltliche Unterstützung möchte ich ihm an dieser Stelle herzlichst danken.

Ganz herzlich bedanken möchte ich mich auch bei meiner Arbeitsgruppe: bei Marlene Mauch, die mich insbesondere bei der Auswertung der Fußmessdaten unterstützt hat und in diesem Zusammenhang eine wertvolle Diskussionspartnerin für mich war. Bei Christian Maiwald, der bei keiner biomechanischen Messung fehlte und die Hardware immer im Griff hatte; bei Clemens Plank, der mit viel Geduld meine Ideen und Wünsche in die Auswerterroutine implementierte und bei Dr. Detlef Axmann, der sich für Fragen rund um die Statistik immer viel Zeit für mich genommen hat. Bedanken möchte ich mich auch bei allen anderen Mitarbeitern, die mich bei den stets sehr aufwendigen Messungen unterstützt haben.

Einen besonderen Dank auch an Prof. Ewald Hennig, der mir bei der Korrektur der Arbeit mit freundschaftlichem Rat und konstruktiver Kritik zur Seite stand.

Durch meinen 3-monatigen Aufenthalt bei der Fa. Nike (Beaverton, USA) hatte ich die besondere Gelegenheit, einen Transfer zwischen Forschung und Anwendung herzustellen. Die so gewonnenen Eindrücke, Erfahrungen und Erkenntnisse waren sehr wertvoll für meine Arbeit und ich möchte mich bei Dr. Mario Lafortune, Dr. Gordon Valiant und allen Mitarbeitern des Nike Sports Research Laboratory für diese Möglichkeit bedanken. So auch bei Peter Danner und Susanne Wolf, mit denen ich insbesondere im Zusammenhang mit der Leistengradierung wertvolle Diskussionen und Gespräche führen konnte.

Die gesamte Arbeit wäre jedoch ohne die Probanden nicht denkbar gewesen. Für ihre Geduld und ihre Bereitschaft möchte ich mich bei allen Teilnehmern und Teilnehmerinnen ganz herzlich bedanken.

Meinem Vater möchte ich dafür danken, dass ich meine Ausbildung abschließen konnte und dabei stets Rückhalt und Unterstützung erfahren habe. Er hat mir sehr viele Dinge auf meinen Lebensweg mitgegeben, die mir im Alltag immer wieder als Leitbild und Orientierung dienen.

Mein letzter Dank gilt jedoch Dr. Pia Janßen, die in ihrer Funktion als Prüffärztin bei jeder Messung anwesend war. Besonders aber möchte ich mich bei ihr für die Freundschaft bedanken, die Platz für moralische Unterstützung, zahlreiche Diskussionen und viel Verständnis ließ.