

3. ERGEBNISSE

3.1 PROBANDEN

3.1.1 Ergebnisse der klinischen Untersuchung

In der Tabelle B.1 sind die Befunde der klinischen Untersuchung der Probanden übersichtlich dargestellt. Die Spalte „Verletzung“ sowie die gemessene Beweglichkeit beziehen sich ausschließlich auf das rechte Sprunggelenk. Fünf Teilnehmer hatten eine ausgeheilte Verletzung des lateralen Bandapparates am rechten oberen Sprunggelenk. Probanden 8, 14, 16 und 20 wiesen eine vermehrte Plantarflexion auf. Bei Probanden 9, 14 und 19 war eine erhöhte passive Supination gemessen. Probandin 14 zeigte eine deutliche Hypermobilität der Sprung- und Fußgelenke.

3.1.2 Ergebnisse der radiologischen Untersuchung

Die Tabelle B.2 stellt in einer Übersicht die Ergebnisse der Auswertung der radiologischen Untersuchung dar. Bei einem Taluskippwinkel von über 7° oder einem Talusvorschub von mehr als 7 mm wurde eine Instabilität des lateralen Bandapparats vermutet [162]. Bei Proband 5 zeigte sich mit 16° ein deutlich erhöhter Taluskippwinkel. Die Probanden 4, 11, 12, 13, 15 und 16 wiesen einen leicht vermehrten Talusvorschub bei normalem Taluskippwinkel auf.

3.1.3 Probandengruppen

Wie im Abschnitt 2.2.3 beschrieben, sind die Probanden anhand ihres Geschlechts und der Ergebnisse der klinischen und radiologischen Untersuchung in Untergruppen folgendermaßen eingeteilt:

Gruppen nach Geschlecht: zwei Geschlechtsgruppen: eine aus 11 Frauen und eine aus 9 Männern.

Gruppen nach gemessener passiver Supination: zwei Gruppen: eine aus 7 Probanden mit gemessener passiver Supination weniger oder gleich 52° und eine aus 13 Probanden, die eine passive Supination größer als 52° aufwiesen.

Gruppen nach Röntgenbefund: zwei Gruppen: eine aus 13 Probanden mit gehaltenen Aufnahmen innerhalb des normalen Wertebereichs (Taluskipwinkel $< 7^\circ$ und Talusvorschub < 7 mm) und eine Zweite aus 7 Probanden, die mindestens einen pathologischen Wert (Taluskipwinkel $> 7^\circ$ und / oder Talusvorschub > 7 mm) aufwiesen.

3.2 AUSWERTUNG DER SPRÜNGE

3.2.1 Überblick

Insgesamt wurden in die Auswertung 1541 Sprünge einbezogen. 164 davon waren Sprünge ohne Schiene und 1377 Orthesensprünge. Durchschnittlich absolvierte jeder Proband 77 Sprünge (ungefähr 8 Sprünge ohne Supinationsschutz und 69 Orthesensprünge). Mit jeder Schiene wurden im Mittel 137,7 Sprünge von allen Probanden durchgeführt (6,9 pro Proband mit jeder Schiene). Alle zur Auswertung einbezogenen Sprünge wurden einzeln überprüft. 167 Sprünge (10,84% aller Sprünge) konnten, wegen einer fehlerhaften Messung, nicht weiter ausgewertet werden.

Für jeden einzelnen der übrigen 1374 Sprünge (89,16% aller Sprünge) wurde mit Hilfe des *DSP-Dynamik*-Diagramms der Verlauf des Druckschwerpunktes von posterior nach anterior während der Landung geprüft. Aus der ins Tabellenkalkulationsprogramm exportierten Tabelle wurden aus den Druckangaben pro Fersensensor der Fersendruck (D_F) und die Fersenratio (R_F) für jeden Zeitpunkt berechnet. Anschließend wurde eine Zeitgrafik zur Darstellung der zeitlichen Veränderung des Fersendrucks (D_F) und der Fersenratio (R_F) gezeichnet (Abb. 2.19). Um den biomechanischen Aspekten der Landungen auf die Schrägebene näher zu kommen, wurden die verschiedenen Varianten der gezeichneten Zeitgrafiken des Fersendrucks (D_F) und der Fersenratio (R_F) genau dokumentiert. Aus jedem Sprung wurde der Zeitpunkt des maximalen Fersendrucks unmittelbar nach dem Bodenaufsetzen der Ferse ausgewählt. Daraufhin wurden die Druckangabe und der Wert der Fersenratio zum bestimmten Zeitpunkt notiert. Die Dauer des Intervalls (t_{max}) vom ersten Kontakt der Ferse auf der Rampe bis zum ausgewählten Zeitpunkt des maximalen Drucks wurde ebenfalls vorgemerkt. Die beobachteten Druck- und Ratiokurven werden im Folgenden erläutert.

3.2.2 Druckschwerpunktsverlauf (DSP-Dynamik)

Der Verlauf des Druckschwerpunktes von posterior nach anterior während jeder Landung wurde mit Hilfe des *DSP-Dynamik*-Diagramms beurteilt. Vier verschiedene Fußkontaktmuster wurden registriert (s. auch Abb. 1.6):

- A. **Landungen nur auf dem Vorfuß** (245 Sprünge, 17,83%): Der Proband landet auf dem Vorfuß und der Druckschwerpunkt bewegt sich nur begrenzt nach hinten. Wegen der stark angespannten Plantarflexoren wird die Ferse kaum belastet und die Stoßkräfte der Landung werden ausschließlich vom Vor- und Mittelfuß absorbiert. In einer späteren Phase wird die Ferse kontrolliert aufgesetzt (Abb. 1.6a, 3.1).

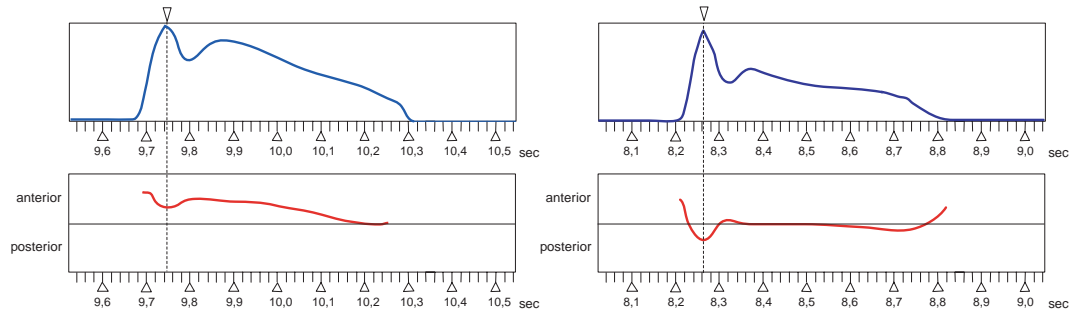


Abb. 3.1: Landung nur auf dem Vorfuß (links) und Vorfuß-Ferse-Landung (rechts)
[Fersendruck (blau) oben, Druckschwerpunktsverlauf (rot) von anterior nach posterior unten, x -Achse: Zeit in sec]

- B. **Vorfuß-Ferse-Landungen** (515 Sprünge, 37,48%): Der Proband landet ebenfalls zuerst auf dem Vorfuß. Anschließend wird die Ferse aufgesetzt. Somit erfolgt eine entsprechende Bewegung des Druckschwerpunktes nach hinten (Richtung Ferse) und die Belastung der Ferse steigt an. Nachdem die Ferse maximal belastet wird, bewegt sich der Druckschwerpunkt wieder nach vorne und stabilisiert sich nach der Ausbalancierungsphase (Abb. 1.6b, 3.1). Bei Sprüngen, bei denen die Ferse kontrollierter aufgesetzt wird und die daher länger dauern, ist keine schnelle Umkehr des Druckschwerpunktsverlaufs nach vorne zu beobachten. Der Druckschwerpunkt verläuft langsam vom Vorfuß zur Ferse und stabilisiert sich am Rückfuß (Abb. 3.2).

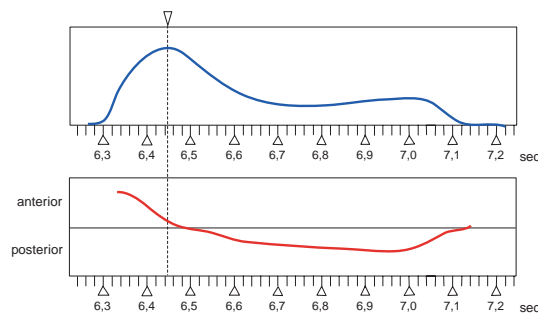


Abb. 3.2: Verzögerter Druckanstieg bei einer Vorfuß-Ferse-Landung
[Fersendruck (blau) oben, Druckschwerpunktsverlauf (rot) von anterior nach posterior unten, x -Achse: Zeit in sec]

- C. **Flachfußlandungen** (235 Sprünge, 17,10%): Der Proband landet auf flach gehaltenen Füßen. Der Druckschwerpunkt zum Zeitpunkt des Bodenkontakts befindet sich im Mittelfuß. Daraufhin wird entweder der Vorfuß oder die Ferse belastet und der Druckschwerpunkt bewegt sich entsprechend nach vorne bzw. nach hinten (Abb. 1.6c, 3.3).

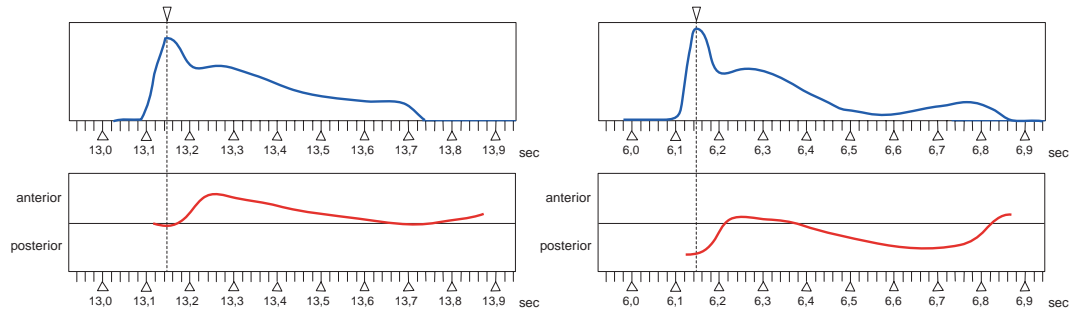


Abb. 3.3: Flachfußlandung (links) und Fersenlandung (rechts)
[Fersendruck (blau) oben, Druckschwerpunktsverlauf (rot) von anterior nach posterior unten, x -Achse: Zeit in sec]

- D. **Fersenlandungen** (379 Sprünge, 27,58%): Der Proband landet auf der Ferse und erst danach erfolgt die Belastung des Vorfußes. Der Druckschwerpunkt verläuft von hinten nach vorne und wieder nach hinten und stabilisiert sich nach der Ausbalancierungsphase (Abb. 1.6d, 3.3).

3.2.3 Fersendruck

Die typische Zeitgeschichte des Fersendrucks (D_F) während einer Landung wird im folgenden Diagramm dargestellt (Abb. 3.4). Der erste Abschnitt des Diagramms wird von einem raschen Druckanstieg gekennzeichnet. Zum Zeitpunkt des Druckmaximums landet die Ferse mit voller Kraft auf der Rampe. Darauf folgend bewegt sich der Druckschwerpunkt nach vorne und der Fersendruck nimmt schnell ab. Während der darauf folgenden Ausbalancierungsphase verläuft der Druckschwerpunkt nach hinten und wieder nach vorne. Dementsprechend nimmt der Fersendruck zu bzw. ab und eine zweite niedrigere und abgerundete Druckspitze zeichnet sich. Die exakte Morphologie der Druckkurve hängt von der Dauer der Landebewegung ab.

Der zeitliche Abstand t_{max} bis zum Druckmaximum dauerte in der Mehrheit (83,17%) der untersuchten Sprünge 50-70 msec. Ein kleiner Anteil der ausgewerteten Sprünge (16,83% aller gültigen Sprünge) zeigte einen verzögerten Druckanstieg (80-200 msec) als Folge eines kontrollierten Fersenaufsetzens auf. Bei den letzteren Sprüngen lässt sich eine Vielfalt von Druckkurven beobachten. Alle sind jedoch von einem bimodalen Muster

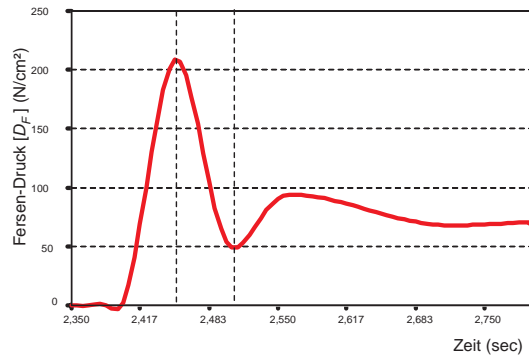


Abb. 3.4: Zeitliche Veränderung des Fersendrucks (D_F) während einer Landung

abzuleiten. Das kontrollierte Absetzen der Ferse hatte eine niedrigere erste bzw. höhere zweite Druckspitze als Folge. Das Höhenverhältnis beider Spitzen war unterschiedlich und bei mehreren Sprüngen vereinten sie sich in einer abgerundeten und lang dauernden Spitze (Abb. 3.5).

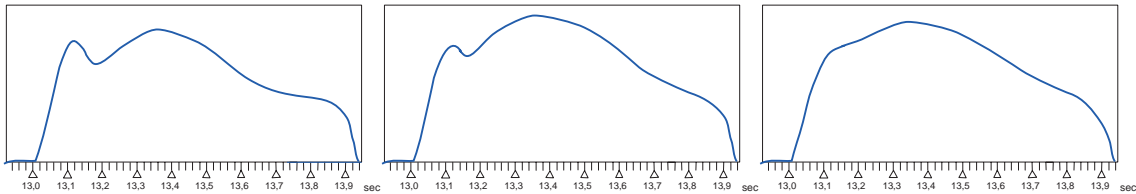


Abb. 3.5: Beispiele von Fersendruckkurven bei kontrolliertem Absetzen der Ferse
[y-Achse: Fersendruck, x-Achse: Zeit]

3.2.4 Fersenratio

Aus den gezeichneten Diagrammen der zeitlichen Veränderung der Fersenratio (R_F) konnte kein einheitliches Bild vermittelt werden. Der größte Anteil der untersuchten Sprünge (93,38%) konnte folgenden zwei Gruppen zugeordnet werden.

Die erste Gruppe (**Typ A**) umfasst Sprünge, bei denen der Proband in einer relativ invertierten Weise auf der Rampe landet. Während der Phase des raschen Fersendruckanstiegs bekommt die Fersenratio ihre niedrigsten Werte im zeitlichen Rahmen des Sprungs. Danach, während der Phase des Fersendruckabfalls, steigt die Fersenratio an und wird in einem höheren Niveau stabilisiert (Abb. 3.6).

Die zweite Gruppe (**Typ B**) umfasst Sprünge, die ein entgegengesetztes Bild zu der vorher beschriebenen zeitlichen Veränderung der Fersenratio aufweisen. Der Proband in diesen Fällen landet in einer relativ evertierten Weise auf die Rampe. Während der Phase

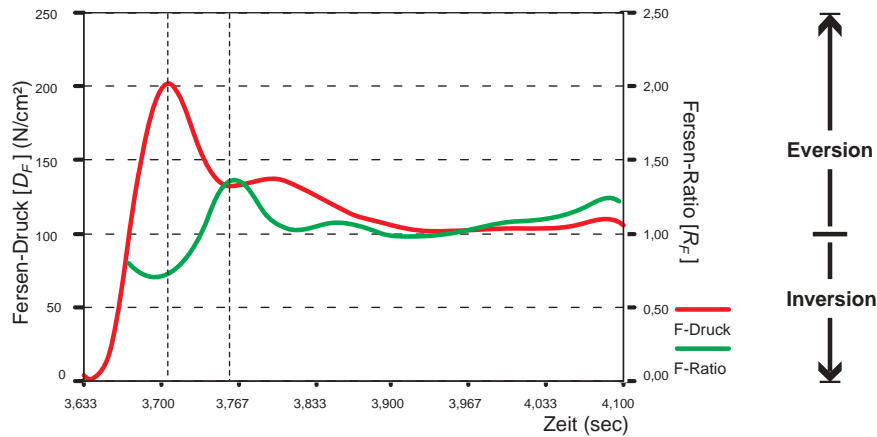


Abb. 3.6: Zeitgrafik des Fersendruckes und der Fersenratio: *Typ A*
 [Fersendruck D_F rot: y -Achse links, Fersenratio R_F grün: y' -Achse rechts im Diagramm]

des raschen Fersendruckanstiegs bekommt die Fersenratio ihre höchsten Werte im zeitlichen Rahmen des Sprungs. Danach, während der Phase des Fersendruckabfalls, steigt die Fersenratio ab und wird in einem niedrigeren Niveau stabilisiert (Abb. 3.7).

Bei einem kleineren Anteil der übrigen ausgewerteten Sprünge (6,62%) zeichneten sich Fersenratiokurven, die keinem der oben beschriebenen Typen zugeordnet werden konnten.

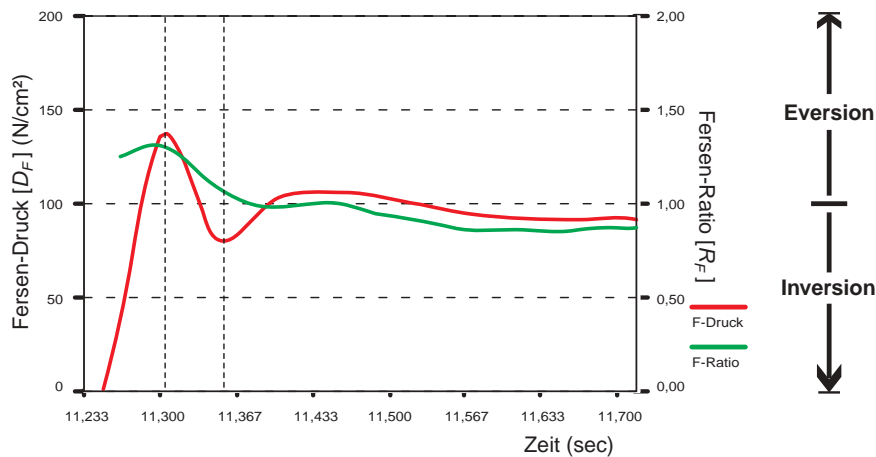


Abb. 3.7: Zeitgrafik des Fersendruckes und der Fersenratio: *Typ B*
 [Fersendruck D_F rot: y -Achse links, Fersenratio R_F grün: y' -Achse rechts im Diagramm]

Die verschiedenen Fersenratiokurven und die daher unterschiedliche Landeweise der Probanden gibt eine mögliche Erklärung zu der Tatsache, warum derselbe Proband mit derselben Orthese innerhalb einer Serie von Sprüngen unterschiedlich landet. Fersenra-

tiokurven vom *Typ B* könnten Landungen charakterisieren, bei denen die Fußpronatoren während der Flugphase stark vorgespannt sind. Deswegen sind die Fersenratiowerte zum Zeitpunkt des Kontakts mit der Rampe hoch und nach der Ausbalancierung der Ferse niedrig. Kurven vom *Typ A* stellen im Gegenteil eine entgegengesetzte Sprungsituation dar: Die Fersenratiowerte zum Zeitpunkt des Kontakts mit der Rampe sind niedrig und nach der Ausbalancierung der Ferse hoch. Anscheinend sind die Pronatoren bei solchen Landungen nicht stark vorgespannt.

3.2.5 Ergebnisse

Die geschilderten Erkenntnisse über die Fußlandestrategien und die Fersenbelastungs- und Fersenratiokurven gestalteten die Auswahlkriterien zur weiteren Verarbeitung der Sprünge.

Zur weiteren Auswertung wurden Sprünge einbezogen, bei denen die Ferse voll belastet worden war. Daher sind Sprünge mit Landung ausschließlich auf den Vorfuß ausgeschlossen. Für jeden der übrigen 1129 Sprünge (82,17% aller gültigen Sprünge) wurden die Werte der maximalen Fersenbelastung, der entsprechenden Fersenratio und die Dauer des Zeitintervalls t_{max} dokumentiert. Das Muster des Fußkontaktes während der Landung und die Fersenratiokurve sollten zusammen mit der Dauer der Landephase zur statistischen Auswertung der biomechanischen Merkmale der Sprünge dienen. Insgesamt sind 509 Sprünge vom Fersenratio-*Typ A* und 547 vom *Typ B* aufgefunden (1056 Sprünge). Was die Dauer dieser Sprünge betrifft, lag t_{max} bei 889 Landungen unterhalb von 70 msec, während 167 einen t_{max} von länger als 70 msec aufwiesen.

Die Fersenratiokurven und die Dauer der Landephase waren bei der Auswahl der Messsprünge und der Beurteilung der Wirksamkeit der Orthesen von Bedeutung. Nach dem dynamischen Konzept der Studie sollte die antisupinatorische Wirkung der verschiedenen Orthesen in einer möglichst realitätsnahen Weise geprüft werden. Anhand der vorher geschilderten Muskelreaktionsphysiologie (s. Abschn. 1.3.4) liegt die Latenzzeit der Mm. peronei nach Literaturangaben zwischen 60 und 80 msec [63, 66, 75]. Verletzungen des lateralen Kapsel-Band-Apparates finden statt, bevor ein effektiver dynamischer Schutzmechanismus eingesetzt wird. In diesem Sinne sind nur Sprünge weiter ausgewertet worden, die keine Anzeichen eines stark voreingetzten dynamischen Schutzmechanismus (Peronei-Vorspannung) aufwiesen. Daher sind zur weiteren statistischen Auswertung nur Sprünge einbezogen worden, deren Fersenratiokurve vom *Typ A* war und bei denen die maximale Fersenbelastung innerhalb von 70 msec erfolgte (453 Sprünge).

3.3 STATISTISCHE AUSWERTUNG

3.3.1 Allgemeiner Teil: Biomechanische Merkmale

Zur Überprüfung der Hypothese, dass die Sprünge mit Fersenratiokurve vom *Typ B* Anzeichen einer stärkeren Präaktivierung der Peronealmuskulatur aufweisen, wurden zunächst alle gültigen Sprünge vom *Typ A* und *B* - mit Ausnahme der Sprünge, bei denen ausschließlich der Vorfuß belastet wurde - einer statistischen Auswertung unterzogen, um mögliche Korrelationen zwischen den beschriebenen biomechanischen Merkmalen zu ergründen. Aus diesen insgesamt 1056 Sprüngen (76,85% aller gültigen Sprünge) sollte getestet werden, ob Korrelationen zwischen der Fußlandestrategie, dem Fersenratiokurventyp und der Landedauer existieren und welchen Einfluss das Geschlecht und das Orthesenmodell auf die Merkmale der Landebewegung haben.

Zuerst wurden die verschiedenen Fersenratiokurven auf ihre Dauer überprüft. Alle einbezogenen Sprünge sind anhand ihrer Druckanstiegsdauer (t_{max}) in zwei Gruppen eingeteilt: eine Gruppe aus Sprüngen, bei denen das Fersendruckmaximum innerhalb von 70 msec erfolgt und eine zweite Gruppe aus Sprüngen, die einen verzögerten (>70 msec) Druckanstieg aufweisen. Mit Hilfe von *Fisher's exaktem Test* und Chi^2 (s. Abschn. 2.5.1) sollte geprüft werden, ob die Verteilung der Ratiokurventypen *A* und *B* in der Stichprobe der Sprünge mit verzögertem Druckanstieg signifikant verschieden ist. Aus den in der folgenden Kreuztabelle (Tab. 3.1) ermittelten Verteilungen lässt sich erkennen, dass 2/3 der Sprünge mit verzögertem Druckanstieg eine Fersenratiokurve vom *Typ B* hatten. *Fisher's exakter Test* erweist einen signifikanten Zusammenhang zwischen der Landedauer und dem Fersenratiokurventyp ($p=0,000$) (Tab. B.4). Aufgrund der Tatsache, dass die Latenzzeit der Peronei nach Literaturangaben zwischen 60 und 80 msec [63, 66, 75] liegt, lässt sich indirekt daraus beweisen, dass die Sprünge vom *Typ B*, wegen ihres verzögerten Druckanstiegs, das Resultat einer verstärkten Muskelvorspannung sind.

		Fersenratio-Typ		Gesamt	
		<i>Typ A</i>	<i>Typ B</i>		
Verzögerter Druckanstieg (>70ms)	<i>Nein</i>	Anzahl	453	436	889
		% von Sprüngen	51,0%	49,0%	100,0%
	<i>Ja</i>	Anzahl	56	111	167
		% von Sprüngen	33,5%	66,5%	100,0%
Gesamt		Anzahl	509	547	1056
		% von Sprüngen	48,2%	51,8%	100,0%

Tab. 3.1: Kreuztabelle: Druckanstiegsdauer \times Fersenratiotyp

Mit Hilfe der folgenden Tabelle (Tab. 3.2) soll die Frage überprüft werden, ob zwischen der Fußlandestrategie und dem Fersenratio-Typ ein signifikanter Zusammenhang

besteht. Wegen der biomechanischen Ähnlichkeiten von Flachfuß- und Fersenlandungen (s. Abschnitt 1.3.2.2) sind zwei Sprünge-Gruppen hinsichtlich der Fußkontaktstrategie gebildet: eine aus Sprüngen von der Vorfuß-Ferse Landevariante und eine aus Sprüngen, bei denen der Fuß flach oder auf die Ferse aufgesetzt wurde. Sowohl *Fisher's exakter Test* als auch *Chi²* konnten keinen Zusammenhang zwischen der Fußlandestrategie und dem Fersenratio-Typ beweisen ($p > 0,10$) (Tab. B.5).

		Fersenratio-Typ		Gesamt	
		Typ A	Typ B		
Lande- strategie	<i>Vorfuß-Ferse Landungen</i>	Anzahl	240	239	479
		% von Sprüngen	50,1%	49,9%	100,0%
	<i>Flach- und Fersenlandungen</i>	Anzahl	269	308	577
		% von Sprüngen	46,6%	53,4%	100,0%
Gesamt		Anzahl	509	547	1056
		% von Sprüngen	48,2%	51,8%	100,0%

Tab. 3.2: Kreuztabelle: Fußlandestrategie × Fersenratiotyp

Darauf folgend wurden die Fußlandestrategien auf die Dauer des Fersendruckanstiegs geprüft. Anhand der Kreuztabelle 3.3 wird überprüft, ob zwischen den Fußlandestrategien und der Dauer des Druckanstiegs ein signifikanter Zusammenhang besteht. Wie erwartet, handelt es sich bei der relativen Mehrheit der Sprünge mit verzögertem Druckanstieg um Vorfuß-Ferse-Landungen, während die Sprünge mit Druckanstiegsdauer von weniger als 70 msec mehrheitlich Flach- und Fersenlandungen sind. Sowohl *Fisher's exakter Test* als auch *Chi²-Test* konnten den Zusammenhang beweisen ($p < 0,05$) (Tab. B.6).

		Fußlandestrategie		Gesamt	
		<i>Vorfuß- Ferse Landung</i>	<i>Flach- und Fersen- landungen</i>		
Verzögerter Druckanstieg (>70ms)	<i>Nein</i>	Anzahl	388	501	889
		% von Sprüngen	43,6%	56,4%	100,0%
	<i>Ja</i>	Anzahl	91	76	167
		% von Sprüngen	54,5%	45,5%	100,0%
Gesamt		Anzahl	479	577	1056
		% von Sprüngen	45,4%	54,6%	100,0%

Tab. 3.3: Kreuztabelle: Druckanstiegsdauer × Landestrategie

Um die Unterschiede beider Fersenratio-Typen zueinander weiter zu ergründen, sind bei vier Probanden mehrere Sprünge (10-15) mit jeder Orthese aufgenommen. Die Sprünge jedes Probanden mit jeder Orthese wurden hinsichtlich ihres Fersenratiotyps in zwei Gruppen eingeteilt und bezüglich der Standardabweichung und Varianz der Fersenratiowerte

zum Zeitpunkt des Fersendruckmaximums mit einander verglichen. Bei jedem Probanden und mit jeder Orthese konnte festgestellt werden, dass die Streuungsmaße [*Standardabweichung* (SD) und *Varianz* (Var)] der ausgewählten Fersenratiowerte der Sprünge vom Typ *A* bzw. Typ *B* klein (mittlere SD = 0,155 ; mittlere Var = 0,032) bzw. sehr groß (mittlere SD = 1,315 ; mittlere Var = 4,263) waren (Tab. B.7). Die Standardabweichungs- und Varianzunterschiede sind ein weiteres Anzeichen einer unterschiedlich präaktivierten Unterschenkel- bzw. Peronealmuskulatur bei den Sprüngen vom *Typ B*.

Zuletzt wurde mit Hilfe des *Binomial-Tests* (s. Abschn. 2.5.1) geprüft, wieweit beide Fersenratiokurventypen über die Geschlechtsgruppen und die verschiedenen Orthesenmodelle gleich verteilt sind (Tab. B.9, B.8). Unter den weiblichen Probanden ist der Anteil der Sprünge vom *Typ B* (55%) signifikant höher als der vom *Typ A* (45%) ($p=0,023$) (Tab. B.9). Bei den männlichen Probanden dagegen waren die Sprünge vom *Typ A* und *B* gleich verteilt. Bei der Überprüfung der Gleichverteilung der Ratiokurventypen über die verschiedenen Orthesen fällt der signifikant höhere Anteil des *Typs B* (70%) bei den Sprüngen mit der *Malleoloc*-Schiene auf ($p=0,000$) (Tab. B.8). Von den Sprüngen ohne Schiene bzw. mit der *Micros*-Orthese und dem *Tapeverband* gab es signifikant ($p=0,033$) bzw. knapp signifikant ($p<0,10$) mehr vom *Typ A*. Bei den übrigen Orthesen lässt sich eine Gleichverteilung beider Ratiokurventypen bemerken ($p>>0,10$).

3.3.2 Spezieller Teil: Orthesenprüfung

Zur Evaluierung der getesteten Orthesen hinsichtlich ihrer antisupinatorischen Wirksamkeit wurden 453 Sprünge vom *Typ A* der Fersenratiokurve einbezogen, bei denen die Ferse innerhalb von 70 msec voll belastet wurde. Basierend auf der Annahme, dass dreidimensionale Fußbewegungen die Fußstrukturen unterschiedlich belasten und auf verschiedene dynamische Druckverteilungsmuster reflektiert werden [32, 43, 86, 91], wurde aus jedem Sprung der Wert der Fersenratio zum Zeitpunkt des Fersendruckmaximums als maßgebend der Fersenstellung während des Supinationsstressses ausgewählt. Davon waren 47 Sprünge ohne Schiene und 406 Orthesensprünge. Die Gruppe der Sprünge ohne Schiene hatte, im Vergleich zu den anderen Orthesensprünge-Gruppen, die höchste Quote von fehlerhaften Messungen oder Landungen mit Belastung ausschließlich des Vorfußes (37,80%). Aufgrund der Tatsache, dass die Sprünge ohne Schiene die ersten und daher die Gewöhnungsphase für die Probanden darstellen, wurden sie nicht weiter statistisch ausgewertet. Schließlich wurden nur die 406 Orthesensprünge einer statistischen Gegenüberstellung unterzogen. Durchschnittlich sind 20,3 Sprünge pro Proband weiter ausgewertet worden. Wegen der kleinen Anzahl der Orthesensprünge pro Proband konnten in einigen Fällen (pro Proband und Schiene) keine auszuwertenden Sprünge ausgewählt werden.

Der Medianwert der aus den Sprüngen jedes Probanden mit jeder Orthese ermittel-

ten Fersenrationen wurde zunächst berechnet und 10 Orthesenverteilungen wurden gebildet (Tab. B.3), die grafisch als Boxplots in der Abbildung 3.8 dargestellt sind.

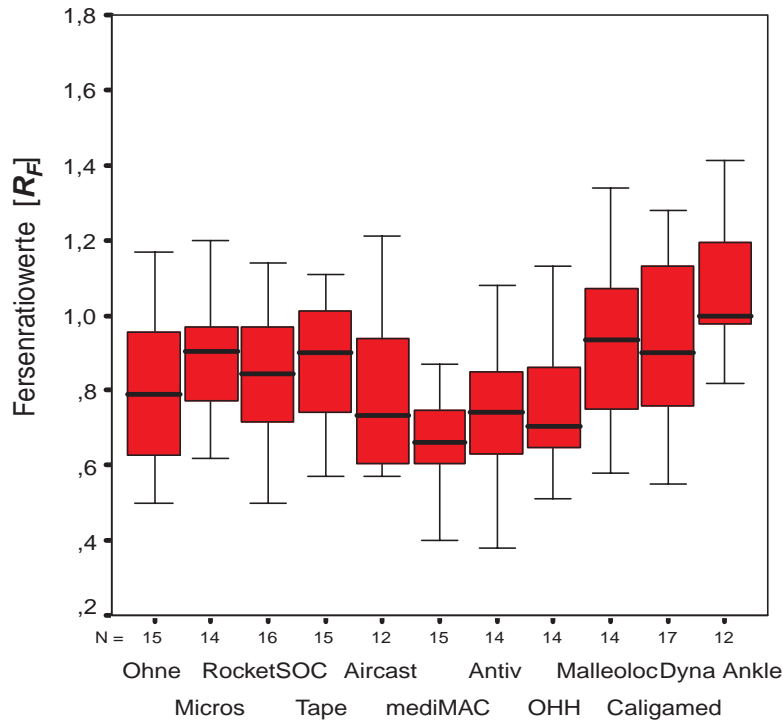


Abb. 3.8: Boxplot-Diagramm der verschiedenen Orthesenverteilungen
 (x -Achse: Orthesen, y -Achse: Fersenrationen R_F , N : Probandenanzahl)
 Fersenrationen > 1 deuten auf Eversion hin
 Fersenrationen < 1 deuten auf Inversion hin
 {Das erste und dritte Quartil (25. und 75. Perzentile) werden durch den Kasten (q = Interquartilenabstand) grafisch dargestellt, die Linie innerhalb des Kastens stellt den Median dar. Die Linien werden bis zu den maximalen und minimalen Werten („Range“) ausgezogen. Betragen diese Werte mehr als $1,5 \times q$ (Interquartilsabstand), so werden diese einzeln als Punkte (Ausreißer) eingetragen}.

3.3.2.1 Orthesengruppenbildung

Wegen der teilweise erheblichen Unterschiede in ihrer Bauart sind die untersuchten Orthesen, wie im Abschnitt 2.1.2 beschrieben wurde, anhand ihrer biomechanischen Funktionsprinzipien und Materialeigenschaften in fünf Orthesengruppen eingeteilt (Tab. A.2). Die erste Gruppe umfasst die strumpfähnlichen Orthesen *Micros* und *RocketSOC* und den *Tapeverband*. Der zweiten Gruppe gehören die Modelle *Aircast* und *mediMAC* und der Dritten die Orthese *Antiv* und die Eigenproduktion der orthopädischen Werkstatt des *Oskar-Helene-Heimes*. Die festen Kunststoffschalen *Caligamed* und *Dyna Ankle* bilden die vierte Gruppe und die einzigartige *Malleoloc*-Schiene wurde schließlich allein als

fünfte Gruppe betrachtet.

Um die Richtigkeit der Gruppenbildung zu überprüfen, wurden zuerst die zu den beschriebenen Gruppen gehörenden Orthesenverteilungen mit Hilfe des *Wilcoxon-Tests* miteinander verglichen (Tab. B.10). Die Boxplot-Diagramme der Orthesenverteilungen der Gruppen A, B und C zeigen keine auffälligen Unterschiede (Abb. 3.9). Der *Wilcoxon-Test* bestätigt diese Anmerkung und ergibt keine statistisch signifikanten Unterschiede ($p > 0,10$) zwischen den zu den Gruppen A, B und C gehörenden Orthesen.

Anders wie bei den Gruppen A, B und C, lässt sich ein signifikanter Unterschied zwischen den Orthesen *DynaAnkle* und *Caligamed* der Gruppe D aufweisen ($p = 0,03$), was in den Boxplots eindeutig zu bemerken ist (Abb. 3.9).

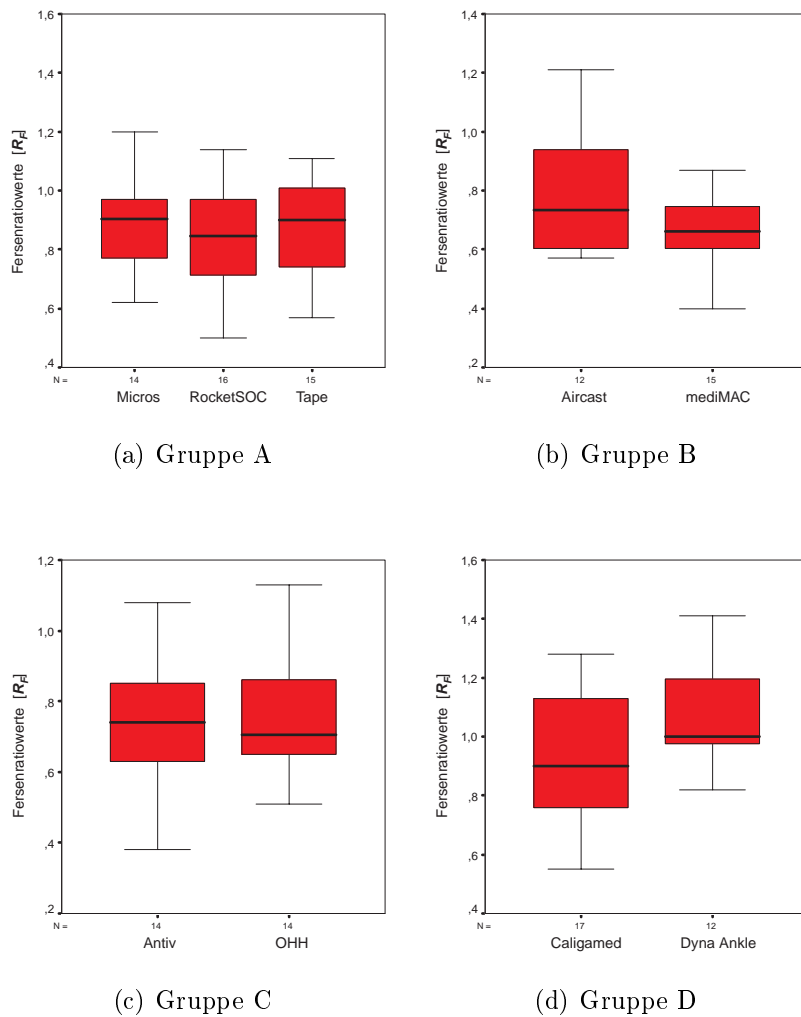


Abb. 3.9: Boxplots der Schienenverteilungen innerhalb der verschiedenen Orthesengruppen (x -Achse: Orthesen, y -Achse: Fersenratiowerte R_F , N : Probandenanzahl)
 $R_F > 1$ deutet auf Eversion hin / $R_F < 1$ deutet auf Inversion hin
 [Zu allgemeinen Erläuterungen über die Boxplot-Darstellungen s. Abb. 3.8, S.59]

3.3.2.2 Orthesengruppenvergleich

Aufgrund der statistisch bewiesenen Inhomogenität der Gruppe D werden im Folgenden die Orthesen *DynaAnkle* und *Caligamed* sowie die einzigartige *Malleoloc*-Schiene getrennt mit den homogenen Gruppen A, B und C verglichen. Zur Bildung der Orthesengruppenverteilungen A, B und C wurden die Medianwerte der Fersenratiewerte aus den Sprüngen jedes Probanden mit den zur Gruppe gehörenden Schienen berechnet. Abbildung 3.10 stellt die Boxplots der drei Orthesengruppen-, der drei Orthesenverteilungen sowie der Sprünge ohne Supinationsschutz dar.

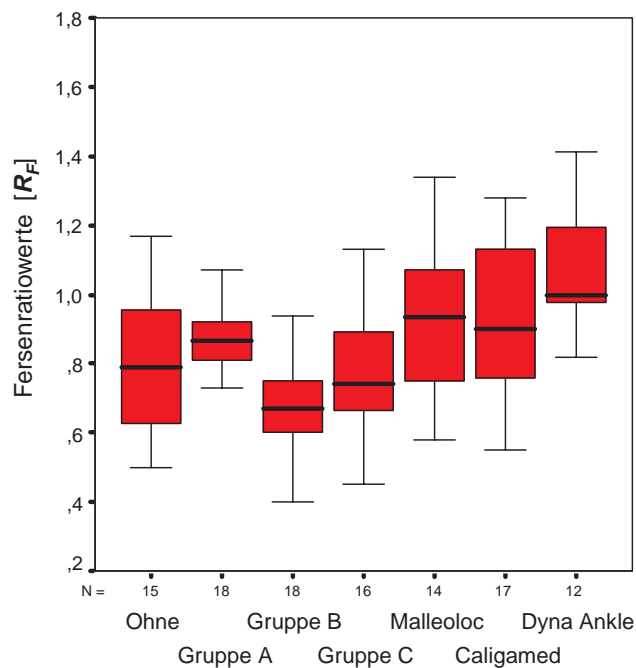


Abb. 3.10: Boxplots der Orthesengruppenverteilungen A, B und C und der Orthesen *Malleoloc*, *Caligamed* und *Dyna Ankle* sowie ohne Supinationsschutz (x-Achse: Orthesen bzw. Orthesengruppen, y-Achse: Fersenratiewerte R_F , N: Probandenanzahl)
 $R_F > 1$ deutet auf Eversion hin / $R_F < 1$ deutet auf Inversion hin
 [Zu allgemeinen Erläuterungen über die Boxplot-Darstellungen s. Abb. 3.8, S.59]

Der *Friedman-Test* ergibt einen hoch signifikanten Unterschied zwischen den dargestellten Verteilungen ($p=0,00$) (Tab. B.11). Mit Hilfe des *Wilcoxon-Tests* werden nun die Differenzen zwischen den Orthesen- bzw. Orthesengruppenverteilungen statistisch ausgewertet und die Ergebnisse in der folgenden Tabelle 3.4 präsentiert.

Die *sequentielle Bonferroni-Korrektur* des α -Fehlers nach HOLM ergibt ein neues Signifikanzniveau von 0,0042 ($\alpha' = 0,42\%$) anstatt von 0,05. Dementsprechend sind die festgestellten Unterschiede zwischen den Gruppen A und B, zwischen der Gruppe B und

	A Micros +RocketSOC +Tape	B Aircast +medi- MAC	C Antiv +OHH	Malleoloc	Caligamed	DynaAnkle
A Micros +RocketSOC +Tape	*	> $p=0,000$	> $p=0,034$	-	-	< $p=0,008$
B Aircast +mediMAC		*	-	< $p=0,000$	< $p=0,007$	< $p=0,000$
C Antiv +OHH			*	-	-	< $p=0,001$
Malleoloc				*	-	-
Caligamed					*	< $p=0,030$
DynaAnkle						*

Tab. 3.4: Vergleichsmatrix der Orthesen- bzw. Orthesengruppenpaare: *Wilcoxon-Test* für zwei abhängige Variablen ($\alpha' = 0,42\%$)
 [die Zeichen < und > beziehen sich auf Zeile und Spalte in der Matrix.
 „<“ : Fersenratiewerte der Orthese bzw. Orthesengruppe in der Zeile sind niedriger
 „>“ : Fersenratiewerte der Orthese bzw. Orthesengruppe in der Zeile sind höher
 „-“ : Kein signifikanter Unterschied].

Malleoloc und zwischen *DynaAnkle* und den Gruppen B und C statistisch signifikant. Knapp nicht signifikante Unterschiede wurden zwischen der Gruppe B und *Caligamed* und zwischen der Gruppe A und *DynaAnkle* festgestellt ($\alpha'' = 2 \times \alpha' = 0,84\%$ anstatt von 10%). Alle übrigen Differenzen sind statistisch nicht signifikant.

3.3.2.3 Orthesengruppenunterschiede und Probandengruppen

Um den herausgestellten Differenzen zwischen den verschiedenen Orthesengruppen nachzugehen, wurden die im Abschnitt 2.2.3 beschriebenen Probandenuntergruppen miteinander verglichen, um festzustellen, welche Auswirkung die Orthesengruppen auf die verschiedenen Probandengruppen hatten und somit gegebenenfalls zu erklären, worauf diese Unterschiede basieren.

3.3.2.3.1 Unterschiede zwischen Männern und Frauen

Das folgende Boxplot-Diagramm (Abb. 3.11) stellt die verschiedenen Orthesengruppen-Verteilungen getrennt für Männer und Frauen dar.

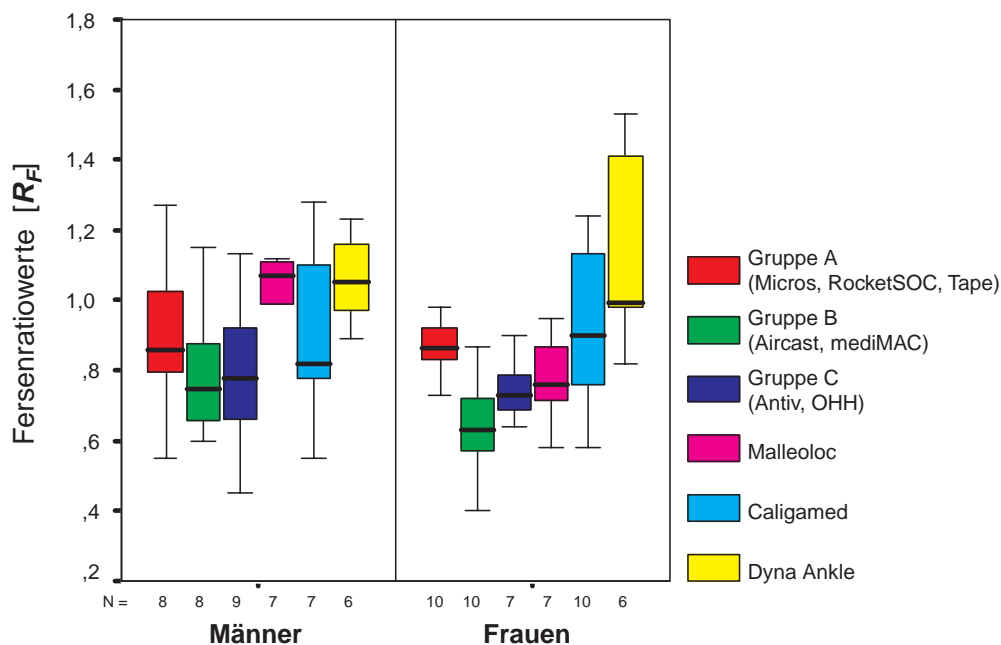


Abb. 3.11: Boxplots der verschiedenen Orthesengruppen getrennt dargestellt für beide Geschlechtsgruppen (Männer links, Frauen rechts)
 (x -Achse: Orthesen bzw. Orthesengruppen, y -Achse: Fersenratiowerte R_F ,
 N : Probandenanzahl)
 $R_F > 1$ deutet auf Eversion hin / $R_F < 1$ deutet auf Inversion hin
 [Zu allgemeinen Erläuterungen über die Boxplot-Darstellungen s. Abb. 3.8, S.59]

Aus der Grafik ist ersichtlich, dass die Schienengruppe A (*Micros*, *RocketSOC* & *Tape*) und die Orthesen *DynaAnkle* und *Caligamed* einen ähnlichen Effekt auf beide Geschlechtergruppen haben. Am eindeutigsten ist die unterschiedliche Wirkung der *Malleoloc*-Schiene auf Männer und Frauen: Obwohl *Malleoloc* bei Männern, der Orthese *DynaAnkle* gleichzustellen ist, scheint sie umgekehrt auf die Frauengruppe eine ähnliche Auswirkung wie die Orthesengruppen B und C (*Aircast* & *mediMAC* bzw. *Antiv* & *OHH*) zu haben. Schließlich zeigt sich die Gruppe B effektiver bei Männern als bei Frauen.

Der *Mann-Whitney U Test* für zwei unabhängige Gruppen untersucht, in wie weit sich die Geschlechtsuntergruppen für jede Schienengruppe voneinander unterscheiden (Tab. B.12). Die unterschiedliche Wirkungsweise der Gruppe B und der *Malleoloc*-Schiene hat sich bei beiden Geschlechtern als statistisch signifikant erwiesen ($p=0,036$ bzw. $p=0,009$). Ansonsten ergibt der Test bei den übrigen Orthesengruppen keine anderen signifikanten Unterschiede zwischen Männern und Frauen. Mit Hilfe des *Wilcoxon-Tests*, getrennt für

beide Geschlechtsgruppen ausgeführt, lassen sich starke Unterschiedstendenzen zwischen den Gruppen A und B bei den Frauen zeigen ($p=0,008$) (Tab. B.13).

Für beide Geschlechtergruppen getrennt, werden nun die Orthesengruppen B, C (*Aircast & mediMAC* bzw. *Antiv & OHH*) und die *Malleoloc*-Schiene mit dem *Friedman-Test* miteinander verglichen (Tab. B.14).

Der Test bestätigt noch einmal, dass die innerhalb der gesamten Probandengruppe bestehenden Unterschiede, zwischen der *Malleoloc*-Schiene und der Orthesengruppe B (*Aircast & mediMAC*), eigentlich auf die Männer zurückzuführen sind ($p=0,016$). Die Wirkung der *Malleoloc*-Schiene auf die Frauen ist also ähnlich wie die von den Gruppen B und C. Außerdem beweist der *Friedman-Test*, dass die Differenzen zwischen den Orthesen *Malleoloc*, *DynaAnkle* und *Caligamed* bei den weiblichen Probanden noch größer werden ($p=0,037$) (Tab. B.14).

Um dieser bemerkenswerten Verhaltensweise der Gruppe B und der *Malleoloc*-Schiene bei den Geschlechtergruppen näher zu kommen, wurden Männer und Frauen anhand ihres gemessenen Bewegungsumfanges verglichen. Der *Mann-Whitney U Test* für zwei unabhängige Gruppen wird nochmals durchgeführt (Tab. B.15).

Dementsprechend unterscheiden sich die Geschlechtergruppen signifikant voneinander, in Bezug auf die Plantarflexion (aktiv und passiv), die passive Pronation und die aktive Supination. Die Frauen weisen in unserer Probandengruppe demnach einen größeren Bewegungsumfang als Männer auf. Daraus lässt sich möglicherweise erklären, warum sich *Malleoloc* und die Schienengruppe B (*Aircast & mediMAC*) bei den Frauen als weniger effiziente Schiene bzw. Gruppe erwiesen haben: Sie unterstützen beweglichere und gegebenenfalls instabile Gelenke weniger effektiv.

3.3.2.3.2 Unterschiede zwischen den Probandengruppen nach passiver Supination

Die Boxplots der verschiedenen Orthesen bzw. Orthesengruppen für jede Probandengruppe sind in folgender Grafik dargestellt (Abb. 3.12).

Es ist zu erkennen, dass die Gruppen B, C (*Aircast & mediMAC* bzw. *Antiv & OHH*) und die *Malleoloc*-Schiene einen unterschiedlichen bzw. schlechteren Effekt auf die Supinationsgruppe $>52^\circ$ haben. Mit Hilfe des *Mann-Whitney U Test* für zwei unabhängige Gruppen lassen sich die Effektunterschiede der Gruppe B auf die Probandengruppen als statistisch signifikant ($p=0,038$) und die der *Malleoloc*-Schiene als schwach signifikant ($p=0,059$) beweisen (Tab. B.16). Bei den anderen Orthesengruppen sind keine signifikanten Unterschiede zwischen den Supinationsgruppen festzustellen. Der *Wilcoxon-Test* beweist nochmal den schlechteren Effekt der Orthesengruppe B auf die Probanden der zweiten Supinationsgruppe ($>52^\circ$) im Vergleich zu der Schienengruppe A ($p=0,000$) und den Orthesen *Malleoloc* ($p=0,006$) und *Caligamed* ($p=0,002$) (Tab. B.17).

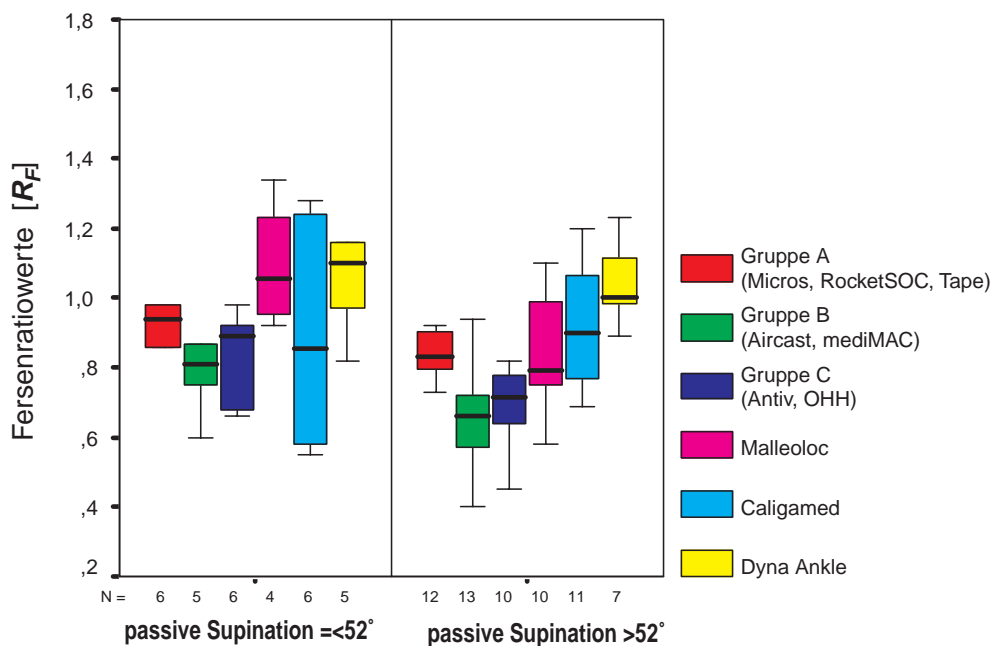


Abb. 3.12: Boxplots der verschiedenen Orthesengruppen getrennt dargestellt für beide Supinationsgruppen (passive Supination $\leq 52^\circ$ links, passive Supination $> 52^\circ$ rechts) (x -Achse: Orthesen bzw. Orthesengruppen, y -Achse: Ferseniowerte R_F , N : Probandenanzahl)
 $R_F > 1$ deutet auf Eversion hin. / $R_F < 1$ deutet auf Inversion hin
 [Zu allgemeinen Erläuterungen über die Boxplot-Darstellungen s. Abb. 3.8, S.59]

Außerdem stellt das Boxplot-Diagramm ein ähnliches Verhalten der zweiten Supinationsgruppe ($> 52^\circ$) wie das der Frauen mit der *Malleoloc*-Schiene dar: Obwohl *Malleoloc* bei den Probanden der ersten Supinationsgruppe ($\leq 52^\circ$) den Orthesen *DynaAnkle* und *Caligamed* gleich wirksam ist, scheint sie umgekehrt auf die Probanden der zweiten Supinationsgruppe ($> 52^\circ$) eine schlechtere Wirkung zu haben. In ähnlicher Weise zeigen sich die Orthesengruppen B und C nicht so gute Effekte bei den Probanden mit passiver Supination $> 52^\circ$ auf. Anscheinend sind die Ähnlichkeiten im Verhalten der Orthesengruppen B und C und der *Malleoloc*-Orthese bei weiblichen Probanden auf ihren größeren Bewegungsumfang zurückzuführen.

3.3.2.3.3 Unterschiede zwischen den Probandengruppen nach Röntgenbefund

Die Verteilungen der Orthesen bzw. Orthesengruppen wird für die Probandengruppen anhand der Röntgenbefunde in der folgenden Grafik dargestellt (Abb. 3.13).

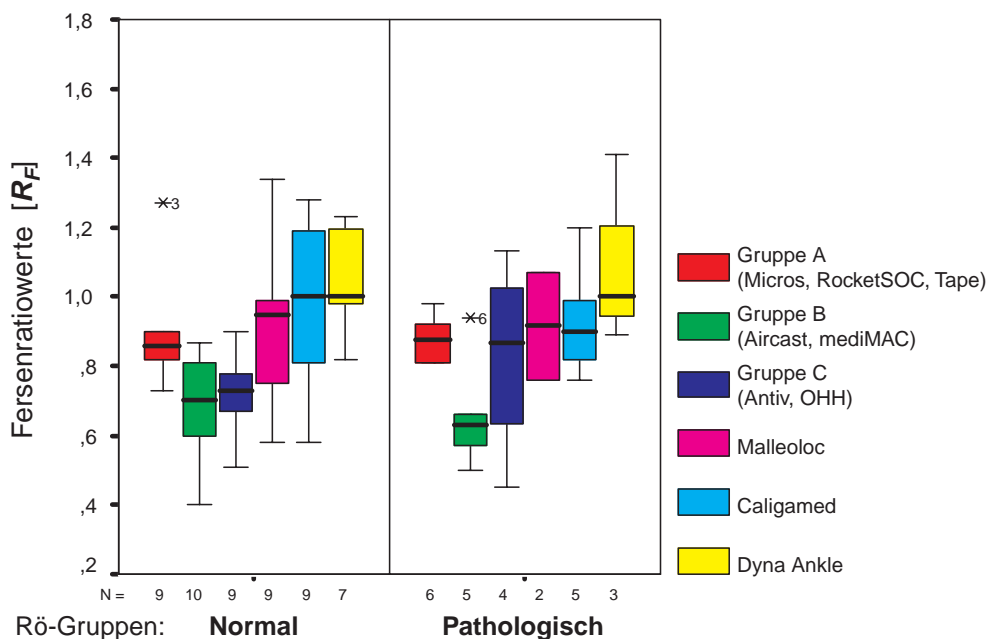


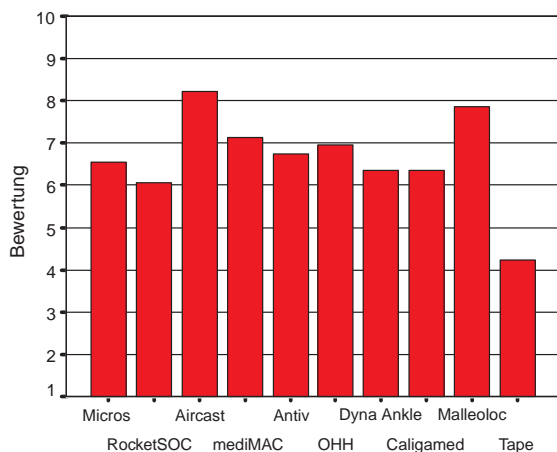
Abb. 3.13: Boxplots der verschiedenen Orthesengruppen getrennt dargestellt für beide Probandengruppen nach Röntgenbefund (Probanden mit normalem Röntgenbefund links, Probanden mit pathologischem Röntgenbefund rechts)
 (x -Achse: Orthesen bzw. Orthesengruppen, y -Achse: Ferseniowerte R_F , N : Probandenanzahl)
 $R_F > 1$ deutet auf Eversion hin / $R_F < 1$ deutet auf Inversion hin
 Die einzeln als Punkte eingetragenen Ferseniowerte der Probanden Nr. 3 und 6 sind Ausreißer (sie betragen mehr als 1,5-fache des Interquartilsabstands q) .
 [Zu allgemeinen Erläuterungen über die Boxplot-Darstellungen s. Abb. 3.8, S.59]

Da nur zwei Probanden der zweiten Gruppe gültige Sprünge mit *Malleoloc* bzw. drei mit *DynaAnkle* hatten, konnten die Vergleiche der übrigen Orthesen und Orthesengruppen zu *Malleoloc* und *DynaAnkle* innerhalb der Probandengruppe nicht durchgeführt werden. Die Einordnung der Boxplots in der Gruppe der Probanden mit normalem Befund ähnelt der Einordnung im allgemeinen Probandengut. Auffallende Unterschiede zwischen beiden Probandengruppen, wie z.B. die anscheinend bessere Effektivität der Orthesengruppe B bei der zweiten Probandengruppe, sind, wie die *Wilcoxon*-, *Friedrich*- und *Mann-Whitney U Test* ergeben, außerhalb des Bereichs des statistisch Signifikanten.

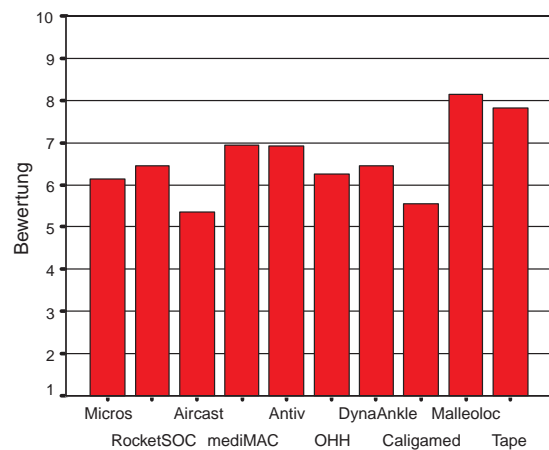
3.4 AUSWERTUNG DES FRAGEBOGENS

Zur Auswertung der Fragebögen wurden Methoden der deskriptiven Statistik verwendet. Für jede Orthese sind mit Hilfe einer Bewertungsskala von 1 bis 10 zwanzig Werte für alle getesteten Orthesen pro Frage ermittelt worden. Dabei entsprach die Bewertung 1 dem Urteil „sehr schlecht“ bzw. „sehr wenig“, während die Bewertung 10 das Urteil „sehr gut“ bzw. „sehr viel“ bezeichnete. Aus diesen Werten wurde der Mittelwert pro Frage gebildet. Alle Mittelwerte aus der subjektiven Beurteilung sind in der Tabelle B.18 präsentiert. Zur übersichtlicheren Auswertung werden alle Mittelwerte pro Frage in den folgenden Abbildungen als Histogramme dargestellt.

Da die Untersucher die Orthesen angelegt haben, wurde für die Handhabung von den Probanden nur eine Einschätzung vorgenommen. Die Orthesen *Aircast* und *Malleoloc* erzielten, wegen ihres leichten Anlegens mit Hilfe von wenigen Klettverschlüssen, die besten Beurteilungen. Auch *mediMAC* und die *OHH*-Schiene erzielten gute Ergebnisse. Die übrigen Orthesen unterscheiden sich nur wenig in der Beurteilung, wobei *RocketSOC* etwas schlechter abschneidet. Der *Tapeverband* wurde am schlechtesten bewertet, was sich durch den recht komplizierten und aufwendigen Anlegevorgang erklären lässt (Abb. 3.14a).



(a) Wie beurteilen Sie die Handhabung der Schienen beim An- und Ablegen?

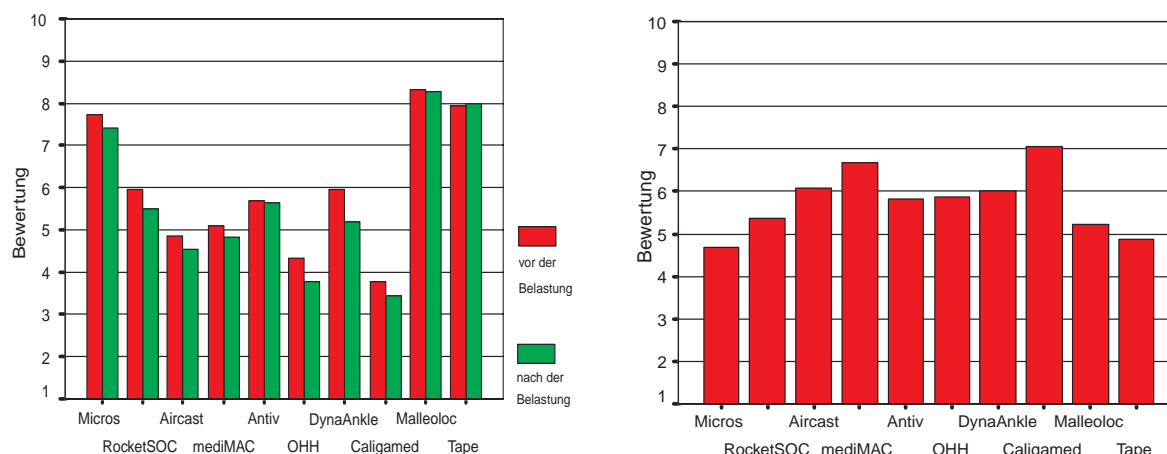


(b) Wie beurteilen Sie das Sicherheitsgefühl bei Belastung mit angelegter Schiene?

Abb. 3.14: Beurteilung der Handhabung und des Sicherheitsgefühls bei Belastung

Bei der Frage nach dem Sicherheitsgefühl weisen die *Malleoloc*-Orthese und der *Tapeverband* die besten Werte auf. Mit deutlichem Abstand folgen *mediMAC* und *DynaAnkle*. Die Orthesen *Micros*, *RocketSOC* und *OHH* liegen mit Mittelwerten um 6,2 etwa gleich. Bei *Caligamed* und *Aircast* wurde das Sicherheitsgefühl am geringsten empfunden (Abb. 3.14b).

Bei der Bewertung des Tragekomforts vor und nach der Belastung ergaben sich nur



(a) Wie beurteilen Sie den Tragekomfort vor und nach der Belastung?

(b) Wie beurteilen Sie das Gefühl der Bewegungseinschränkung durch die Schiene?

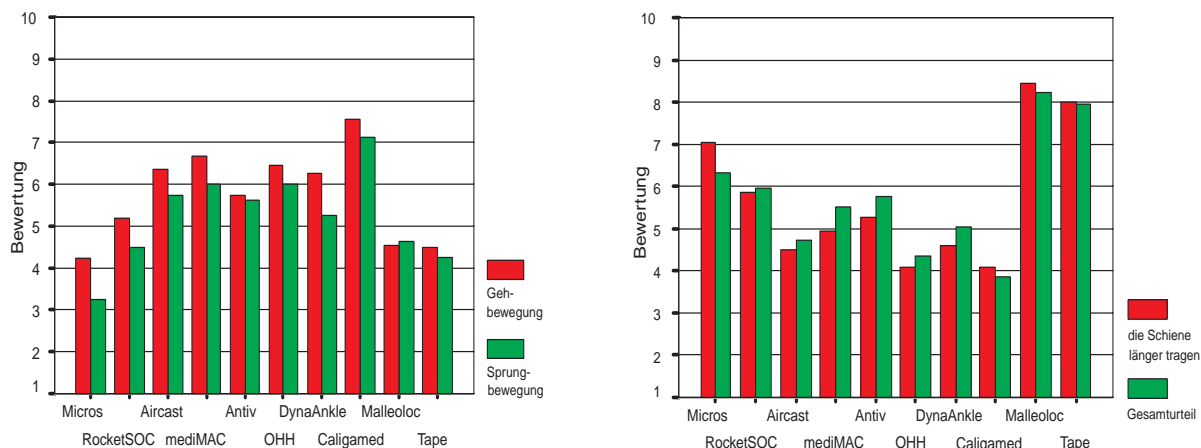
Abb. 3.15: Beurteilung des Tragekomforts und der Bewegungseinschränkung

sehr geringe Unterschiede, sodass die Ergebnisse in der gleichen Abbildung dargestellt werden. Die *Malleoloc*-Orthese wurde am besten beurteilt. Auch der *Tapeverband* und die *Micros* Bandage weisen einen hohen Tragekomfort auf. Im Mittelfeld liegen die Orthesen *RocketSOC*, *DynaAnkle* und *Antiv* mit Mittelwerten zwischen 5 und 6. *Aircast* und *mediMAC* gehören mit Werten um 4,5 zum Drittel mit dem geringsten Tragekomfort. Deutlich am schlechtesten wurden die *OHH*-Schiene und die *Caligamed*-Orthese beurteilt (Abb. 3.15a).

Die stärkste Bewegungseinschränkung wurde beim Tragen der *Caligamed*-Orthese empfunden. Auch bei der *mediMAC*-Orthese war das Gefühl der Bewegungseinschränkung groß. Die Orthesen *Aircast*, *DynaAnkle*, *Antiv* und die *OHH*-Schiene haben Mittelwerte um 6. Bei den Orthesen *Micros*, *Malleoloc* und dem *Tapeverband* wurde die Bewegungseinschränkung am geringsten empfunden (Abb. 3.15b).

Die Beurteilungen der Bewegungsänderung beim Gehen und Springen sind in einer Grafik zusammengefasst. Bei fast allen Orthesen mit Ausnahme von *Antiv*, *Malleoloc* und dem *Tapeverband* ist die eingeschätzte Bewegungsänderung eindeutig größer beim Gehen als beim Springen. Am deutlichsten werden die Geh- und Sprungbewegungen durch die *Caligamed*-Orthese beeinflusst. Auch *Aircast*, *mediMAC* und die *OHH*-Schiene verursachen im Vergleich eine deutliche Bewegungsänderung. Mit Mittelwerten zwischen 5 und 6 sind *RocketSOC*, *DynaAnkle* und *Antiv* durchschnittlich bewertet worden. Den wenigsten Einfluss auf den Bewegungsablauf haben *Micros*, *Malleoloc* und der *Tapeverband* (Abb. 3.16a).

Die Frage nach der Bereitschaft die Orthese nach Verunfallung für längere Zeit zu tragen und das Gesamturteil zeigten ebenfalls geringe Unterschiede in der Bewertung. Daher



(a) Haben Sie das Gefühl, dass Ihre Geh- bzw. Sprungbewegung durch die Schiene verändert wird?

(b) Könnten Sie sich vorstellen, diese Schiene für längere Zeit zu tragen (Unfall)? Wie lautet Ihr Gesamturteil für die Schiene?

Abb. 3.16: Beurteilung der Bewegungsveränderung und Gesamturteil

sind auch diese beiden Fragen in einer Grafik zusammengefasst. Der *Tapeverband* und die *Malleoloc*-Schiene erhielten mit deutlichem Abstand die besten Beurteilungen (Mittelwerte um 8,2). Darauf folgt die *Micros*-Bandage. Die Orthesen *RocketSOC*, *mediMAC* und *Antiv* sind mit Werten zwischen 5 und 6 etwa gleich bewertet worden. Die Modelle *Aircast* und *DynaAnkle* liegen im Wertebereich zwischen 4 und 5. Die *OHH*-Schiene und *Caligamed* wurden in der Gesamtbewertung am schlechtesten beurteilt (Abb. 3.16b).