2. MATERIAL UND METHODE

2.1 Geprüfte Orthesen

Neun Orthesen und ein Tapeverband wurden in der Studie untersucht. Es handelt sich um eine repräsentative Auswahl aus bekannten Orthesen, dem klassischen Tape-Verband und einer Eigenproduktion der orthopädischen Werkstatt des Oskar-Helene-Heimes. Die von allen Herstellern angegebenen Anwendungsindikationen umfassen die früh funktionelle konservative Behandlung nach einer Verletzung bzw. die funktionelle Behandlung nach operativer Bandnaht sowie den Einsatz bei chronischer Instabilität und zur dauerhaften Prävention erneuter Verletzungen. Die Einsatzbereiche in Bezug auf den Schweregrad der Verletzung sind jedoch häufig nicht weiter definiert, sodass der behandelnde Arzt einen großen Spielraum bei seiner Auswahl hat. Alle untersuchten Schienen werden im Folgenden näher beschrieben (Tab. A.1).

2.1.1 Beschreibung der einzelnen Orthesen

2.1.1.1 Micros-OV

Bei der Micros-OV-Orthese[1] handelt es sich um eine Kompressionsbandage aus festem Stoff mit Schnürung, die Fuß und Sprunggelenk umfasst. Eingearbeitete seitliche Spiralstreben dienen zur Verbesserung der lateralen Stabilität. Zusätzlich soll eine den Vorfuß und das Sprunggelenk umgreifende Achterzügelung den Fuß in eine Pronationsstellung halten. Die Bandage verhindert nur mäßig die Plantarflexion (Abb. 2.1).

2.1.1.2 Rocket-SOC

Die RocketSOC-Orthese[2] ist ebenfalls eine Kompressionsbandage, deren Stabilität über mehrere individuelle Zuggurtungen erreicht werden soll. Sie ist aus Neoprenstoff gearbeitet und umfasst Fuß und Sprunggelenk. Sie wird mittels eines Klettverschlusses angelegt. Zwei Zügel, die von der Medialseite und distal unter der Ferse nach lateral proximal verlaufen

[1] Hersteller: Warncke GmbH, D-22393 Hamburg
Größen: S, M, L (nach Schuhgröße)
[2] Hersteller: medi Bayreuth, D-95448 Bayreuth
Größen: S, M, L, XL (nach Knöchelumfang)

Abb. 2.1: *Micros-OV* Orthese

und ebenfalls durch zwei horizontal und rings um die Wade verlaufende Klettverschlüsse befestigt werden, ziehen den Fuß in eine Pronationsstellung (Abb. 2.2). Die Einschränkung der Plantarflexion ist auch bei dieser Orthese nur gering.

Abb. 2.2: *RocketSOC* Orthese

2.1.1.3 Tape- Verband

Der Tape-Verband wurde in klassischer Weise nach MONTAG [90] mit Leukotape[3] angelegt. Zuerst wurde eine selbstklebende Bandage („pre-wrap“) vom Vorfuß bis ungefähr 10 cm oberhalb des medialen Malleolus appliziert, um ein schmerzhaftes Festkleben der Körperbehaarung am Tape zu verhindern. Die stabilisierende Wirkung der Bandage in einer Pronationsstellung konnte durch einen zusätzlichen Achterzügel unter Zug verstärkt werden. Der Achtelzügel wurde vom medialen Fußrand, unter die Fußsohle und um den lateralen Fußrand zum medialen Unterschenkel angelegt (Abb. 2.3). Die Tape-Verbände wurden immer vom selben Untersucher appliziert, um eine vergleichbare Wirksamkeit und Stabilisierung zu erreichen. Die Dorsalextension und Plantarflexion sind möglich, jedoch

[3] Hersteller: Beiersdorf AG, D-20245 Hamburg

durch den recht festen Verband beeinträchtigt.

Abb. 2.3: *Tapeverband*

2.1.1.4 Aircast

Die Aircast-Orthese[4] ist eine Luftkompressionsschiene. Sie besteht aus zwei Orthoplast-Halbschalen mit pneumatischen Polsterscheiben, die individuell mit Luft aufgepumpt werden können. Die Schiene umgreift seitlich die Malleolengabel und das untere Drittel der Wade und wird durch zwei horizontal und rings um die Wade verlaufende Klettverschlusszügel gehalten. Die Halbschalen sind unter dem Fuß ebenfalls durch einen Klettverschluss miteinander verbunden, sodass eine individuelle Anpassung an die Fußbreite erfolgen kann. Eine kontinuierliche leichte Kompression durch die Luftkissen soll zu einer raschen Rückbildung einer traumatisch bedingten Schwellung führen. Die Plantarflexion und Dorsalextension werden nicht eingeschränkt (Abb. 2.4).

Abb. 2.4: *Aircast* Orthese

[4] Hersteller: Aircast Europa GmbH, D-83065 Stephanskirchen
Größen: S, M, L (nach Schuhgröße)

2.1.1.5 medi-MAC

Die mediMAC-Orthese[5] besteht, ähnlich wie die Aircast-Schiene, aus zwei seitlichen Plastikhalbschalen, die innenseitig mit Gelkissen gepolstert sind. Die laterale Halbschale ist L-förmig und umfasst den lateralen Fersenrand, um eine bessere Stabilisierung zu erreichen. Die Schiene umgreift seitlich die Knöchel und den distalen Wadenbereich. Drei Klettverschlüsse - vorne, hinten und rings um die Wade - befestigen die Schiene. Über die kreuzzügelförmigen Klettverschlüsse vorne und hinten, soll ein Talusvorschub verhindert werden. Unter dem Fuß verläuft ebenfalls ein Klettverschluss zur Anpassung an die Fußbreite. Die Gelkissen können auch gekühlt zur Linderung einer traumatisch bedingten Schwellung appliziert werden. Die Dorsalextension und Plantarflexion sind uneingeschränkt möglich (Abb. 2.5).

Abb. 2.5: *mediMAC* Orthese

2.1.1.6 Antiv

Die Antiv-Orthese[6] besteht ebenfalls aus zwei starren gepolsterten Wadenhalbschalen und aus einer zusätzlichen Fersenschale aus Plastik. Die Halbschalen werden durch Scharniergelenke unterhalb der Knöchel an die Fersenschale befestigt. Horizontal verlaufende Klettverschlüsse, jeweils zwei am ventralen und dorsalen Unterschenkel, fixieren die Orthese. Die uneingeschränkte Beweglichkeit der Scharniergelenke ermöglicht eine freie Plantarflexion und Dorsalextension (Abb. 2.6).

[5] Hersteller: medi Bayreuth, D-95448 Bayreuth
Größen: 1, 2 (nach Schuhgröße)
[6] Hersteller: Helmut Röck GmbH, D-73252 Lenningen
Größen: S, M, L (nach Schuhgröße)

Abb. 2.6: *Antiv* Orthese

2.1.1.7 OSG-Schiene, Typ: Oskar-Helene-Heim

Die Oskar-Helene-Heim-Schiene[7] ist eine seit ca. 15 Jahre entwickelte Eigenkonstruktion der orthopädischen Werkstatt im Oskar-Helene-Heim. Sie besteht aus einer Kunststoffhalbschale, die den distalen Unterschenkel von dorsal umgreift. Eine zusätzliche Fersenschale wird, ähnlich wie bei der Antiv-Orthese, durch Scharniergelenke auf Knöchelhöhe an die Wadenschale befestigt. Drei horizontal verlaufende Klettverschlüsse im Unterschenkelbereich und am Fuß fixieren die Orthese. Eine Dorsalextension ist hier nahezu uneingeschränkt möglich. Die Plantarflexion ist durch Stopper bei 10° gesperrt. Die dünne Plastikkonstruktion im Bereich der Scharniergelenke erlaubt jedoch bei forcierter Plantarflexion einen größeren Bewegungsumfang (Abb. 2.7).

Abb. 2.7: OSG-Schiene, Typ: *Oskar-Helene-Heim*

[7] Hersteller: Orthopädische Werkstatt im Oskar- Helene- Heim, D-14195 Berlin
Größen: S, M, L, XL (nach Schuhgröße)

2.1.1.8 Malleoloc

Die Malleoloc-Orthese[8] besteht aus einer schmalen und flexiblen U-förmigen Plastikhalbschale, die innenseitig mit Schaumstoff gepolstert ist. Sie zieht von lateral vor dem Außenknöchel bis medial hinter dem Innenknöchel. Zwei horizontal verlaufende Klettverschlüsse, einer um den distalen Unterschenkelbereich und einer hinten oberhalb der Ferse, dienen zur Fixation der Orthese. Eine zusätzliche Kreuzzügelung über dem oberen Sprunggelenk vorne soll antisupinatorisch wirken, indem sie einen Talusvorschub verhindert (Abb. 2.8). Der vor dem Außenknöchel liegende Schienenteil soll einen Mahneffekt bewirken und somit bei der Plantarflexion eine muskuläre Gegenregulation provozieren [68].

Abb. 2.8: *Malleoloc* Orthese

2.1.1.9 Caligamed

Die Caligamed-Orthese[9] besteht aus einer starren lateralen Halbschale mit fester Fersenschale, welche den Fersen- und Mittelfußbereich L-förmig von außen umschließt. Der Fußaußenrand ist leicht angehoben, um eine Pronationsstellung zusätzlich zu erreichen. Die Orthese wird mit Hilfe von einem waden-, einem vorfußumgreifenden und zwei den Knöchel quer umfassende Klettverschlüsse fixiert. Die Plantarflexion und Dorsalextension werden durch die Orthese weitgehend verhindert (Abb. 2.9).

2.1.1.10 Dyna Ankle

Die Dyna-Ankle-Orthese[10] besteht aus einer einteiligen, L-förmigen Kunststoffschale, die vom distalen Unterschenkel bis zum Vorfuß reicht. Sie umfasst von dorsal die distale

[8] Hersteller: Bauerfeind GmbH & Co., D-47906 Kempen
Größen: 1, 2 (nach Weite der Ferse)
[9] Hersteller: Bauerfeind GmbH & Co., D-47906 Kempen
Größen: 1, 2, 3 (nach Schuhgröße)
[10] Hersteller: Otto Bock, Orthopädische Industrie GmbH & Co., D-37115 Duderstadt
Größen: 39-41, 41-44, 44-47 (nach Schuhgrößen)

Abb. 2.9: *Caligamed* Orthese

Wadenhälfte und vollständig die Ferse. Sie verläuft weiter Richtung Vorfuß. Das I. Metatarsalköpfchen wird nicht umschlossen, während das Köpfchen des Os metatarsale V mit einbezogen und durch Zuggurtung pronatorisch angehoben wird. Die Fixierung der Orthese erfolgt über zwei horizontal verlaufende Klettverschlüsse (einen im Wadenbereich, einen um den Vorfuß) und eine Kreuzzügelung von der medialen Seite des Mittelfußes bis lateral über dem Außenknöchel. Zusätzlich soll eine elastische Zuggurtung vom lateralen Fußrand zum medialen Wadenbereich den Fuß in einer Pronationsstellung halten. Die Plantarflexion ist durch die Winkelkonstruktion der Schiene deutlich eingeschränkt (Abb. 2.10).

Abb. 2.10: *Dyna Ankle* Orthese

2.1.2 Orthesengruppen

Die untersuchten Orthesen unterscheiden sich in ihrer Bauart teilweise erheblich. Einige Orthesen sind jedoch, bezüglich ihrer Konstruktion, ähnlich:

Die strumpfähnlichen Orthesen *Micros* und *RocketSOC* sind gänzlich aus festem Stoff gearbeitet. Ihre antisupinatorische Wirkung soll hauptsächlich über Zugurtungen erreicht

werden. Auch der *Tapeverband* wird aus weichem Leukotape unter Zug angefertigt und kann somit zu den strumpfähnlichen Orthesen gezählt werden. Die Modelle *Aircast* und *mediMAC* sind Kombinationen aus weichen Materialien und Plastik. Sie bestehen aus zwei seitlichen Halbschalen, die mit Klettverschlusszügel gehalten werden und somit das Sprunggelenk stabilisieren sollen. Sie lassen eine Plantarflexion und Dorsalextension weitgehend zu. Die Orthese *Antiv* und die Eigenproduktion der orthopädischen Werkstatt des *Oskar-Helene-Heimes* verfügen über eine bewegliche Fersenschale aus Plastik, die durch Scharniergelenke auf Knöchelhöhe an die seitlichen Halbschalen bzw. die Wadenschale befestigt wird. Die Plantarflexion und Dorsalextension sind fast uneingeschränkt erlaubt. Die Modelle *Caligamed* und *Dyna Ankle* sind feste Kunststoffschalen, die die Ferse umgreifen. Sie verhindern gänzlich die Plantarflexion und Dorsalextension. Die *Malleoloc*-Schiene weist keine Ähnlichkeit zu den anderen Orthesen auf. Sie ist eine schmale flexible U-förmige Plastikschiene, die mittels Kreuzzügelungen befestigt wird. Die Plantarflexion ist zum Teil eingeschränkt.

Dementsprechend könnten die untersuchten Orthesen aufgrund ihrer biomechanischen Funktionsprinzipien und Materialeigenschaften in fünf verschiedenen Gruppen eingeteilt werden (Tab. A.2):

Gruppe A: die Bandagen *Micros*, *RocketSOC* und der *Tape-Verband*. Weiche Bandagen. Die Plantarflexion wird leicht eingeschränkt.

Gruppe B: die Orthesen *Aircast* und *mediMAC*. Beide Modelle haben Plastikschalen mit Polsterung und Klettverschlüsse. Zudem ist die Plantarflexion ungehindert möglich.

Gruppe C: die Orthese *Antiv* und die Eigenproduktion der orthopädischen Werkstatt des Oskar-Helene-Heimes (*OHH*). Beide weisen eine bewegliche Fersenschale mit Scharniergelenken auf. Die Plantarflexion und Dorsalextension sind nur begrenzt verhindert.

Gruppe D: die Modelle *Caligamed* und *Dyna Ankle*. Die recht starren Schienen, welche die Ferse umgreifen und die Plantarflexion fast komplett einschränken.

Gruppe E: Die *Malleoloc*-Schiene, wegen ihrer einzigartigen Bauart, allein, weil sie in keine andere Orthesengruppe eingeordnet werden kann.

Eine solche Einteilung könnte dabei helfen, bei späterer Analyse der Testergebnisse herauszufinden, ob und wie sich die verschiedenen Konstruktionsprinzipien und Materialien auf den zu erzielender Supinationsschutz auswirken.

2.2 Probanden

20 Probanden, 11 Frauen und 9 Männer, nahmen an der Studie teil. Das Alter lag zwischen 23 und 40 Jahren (Durchschnittsalter 28 Jahre). Alle wurden vor Beginn der Sprungversuche ausführlich über den Versuchsverlauf und eventuelle Verletzungsgefahren aufgeklärt und zur Unterzeichnung einer Einverständniserklärung aufgefordert. Anschließend folgte eine klinische und radiologische Untersuchung.

Voraussetzung für die Teilnahme an der Studie waren genügende sportliche und koordinative Fähigkeiten. Ausschlusskriterien waren Bewegungs- oder Koordinationsstörungen allgemeiner Natur, spezifische Beschwerden der unteren Extremität (wie z.B. Meniskusschäden und Bandinsuffizienzen am Kniegelenk), schwere Fußdeformitäten sowie frische Verletzungen oder frühere Frakturen im Bereich der Fuß- und Kniegelenke.

Alle Probanden waren gesund und hatten keine akuten Verletzungen des Bewegungsapparates. Fünf Teilnehmer hatten eine ausgeheilte Verletzung des lateralen Bandapparates am oberen Sprunggelenk. Alle waren sportlich aktiv und führten mindestens einmal pro Woche ein sportliches Training durch.

2.2.1 Klinische Untersuchung der Probanden

Die klinische Untersuchung begann mit der Anamneseerhebung. Mit Hilfe eines Fragebogens wurde nach eventuellen Grunderkrankungen und Verletzungen gefragt. Ausmaß und Form der sportlichen Betätigung wurden auch dokumentiert.

Daraufhin wurden Körpergröße und Gewicht bestimmt. Anschließend wurde auf Beinlängedifferenz und Seitengleichheit der Reflexe (Patellar-, Tibialis-posterior- und Achillessehnenreflex) geprüft. Mit Hilfe eines Goniometers wurden die Tibiarotation und der Beweglichkeitsumfang des Fußes dokumentiert. Die Beurteilung der aktiven und passiven Beweglichkeit umfasste die Dorsal- und Plantarflexion sowie die Pronation und Supination. Als Normwerte wurden die von Kapandji [62] angegebenen Normalwerten vorausgesetzt (Plantarflexion: 30-50°, Dorsalextension: 20-30°, Pronation: 25-30°, Supination: 52°).

2.2.2 Radiologische Untersuchung

Röntgenologisch dokumentiert wurde mit Standard- sowie mit gehaltenen Aufnahmen des rechten Sprunggelenkes in zwei Ebenen.

Die anterior-posteriore und die laterale Standardaufnahme des Gelenkes wurden zur Aufdeckung von degenerativen oder traumatisch bedingten knöchernen Veränderungen, wie Frakturen und Osteochondritis dissecans, angefertigt.

Die gehaltenen Aufnahmen wurden mit Hilfe eines Halteapparates nach SCHEUBA [125] mit 15 Kp Belastung gemacht. Sie sollten die funktionelle Stabilität des lateralen Bandapparates überprüfen. In der anterior-posterioren Aufnahme wurde die *Taluskippung* bzw. Aufklappbarkeit unter Supinations-Adduktions-Inversionsstress auf den Fuß, als Winkel zwischen den Tangenten des distalen Tibiaendes und der Talusrolle gemessen [162] (Abb. 2.11 a).

Zur Beurteilung der Dorsalverschieblichkeit der Tibia gegenüber der Talusrolle erzeugt das Haltegerät eine nach ventral gerichtete Schubwirkung auf den Talus. Zur Bestimmung des *Talusvorschubs* wird in der lateralen Aufnahme zuerst eine Linie zwischen dorsaler und ventraler Knochen-Knorpel-Grenze des Talus gezogen und halbiert ($d/2$). Von diesem Mittelpunkt wird eine Verbindungslinie zur dorsalen Knochen-Knorpel-Grenze der distalen Tibia gezogen, welche die Talusgelenkfläche schneidet. Der Talusvorschub ergibt sich aus der Distanz zwischen Tibiakante und Schneidepunkt (d_x) [162] (Abb. 2.11 b).

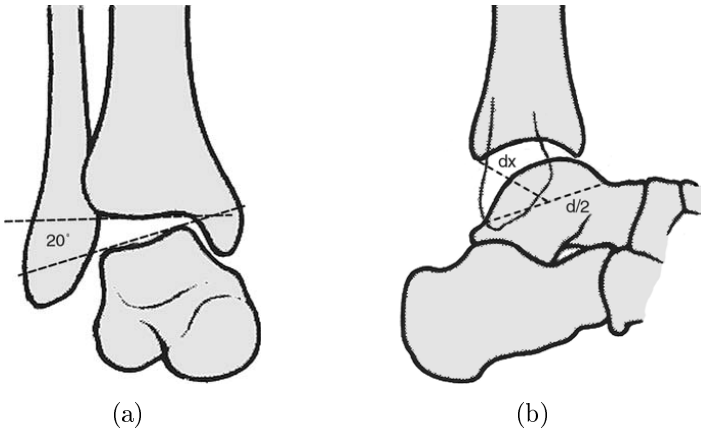


Abb. 2.11: Auswertung der gehaltenen Röntgenaufnahmen (a) Taluskippung, (b) Talusvorschub

Die Taluskippung und der Talusvorschub lassen sich Rückschlüsse auf Bandinstabilitäten oder -rupturen zu. Bei einer Taluskippung von über 7° bzw. bei einer Seitendifferenz von über 5° sowie bei einem Talusvorschub von mehr als 7 mm bzw. bei einer Seitendifferenz von mehr als 5mm ist von einer lateralen Bandinstabilität oder -ruptur auszugehen [162].

2.2.3 Probandengruppen

Um genauer die Effekte von Faktoren wie das Geschlecht, die Beweglichkeit oder die laterale Bandstabilität auf den Supinationsschutz der verschiedenen Orthesen bzw. Orthesengruppen zu untersuchen, wurden die Probanden folgendermaßen in Untergruppen eingeteilt:

Gruppen nach Geschlecht: Aus den insgesamt 20 Probanden wurden zwei Untergruppen nach ihrem Geschlecht gebildet: eine aus 11 Frauen und eine aus 9 Männern.

Gruppen nach gemessener passiver Supination: Der Mechanismus der lateralen Bänderruptur am oberen Sprunggelenk umfasst einen in Plantarflexion forcierten Adduktions-Supinations-Inversions-Stress. Die gemessene passive und aktive Supination könnte daher Aufschlüsse über die Belastbarkeit des Sprunggelenks in solchen Stressumstände geben. In dieser Hinsicht erscheint die passive Supination, die maximale Grenze der Sprunggelenkbelastbarkeit am besten zu repräsentieren.
Die Probanden wurden anhand ihrer gemessenen passiven Supination in zwei Untergruppen eingeteilt. Nach Kapandji [62] liegt das Maß der Supination bei 52°. Danach erfolgt auch unsere Probandeneinteilung. Die erste Gruppe umfasst Probanden mit passiver Supination von weniger als oder gleich 52°. Probanden mit passiver Supination größer als 52° gehören der zweiten Gruppe an.

Gruppen nach Röntgenbefund: Bei der Auswertung der gehaltenen Röntgenaufnahmen wurden bei 7 Probanden pathologische Werte (Taluskippwinkel $> 7°$ und / oder Talusvorschub $>$ 7mm) festgestellt. Auf dieser Basis wurden zwei Probandengruppen bebildet: eine Erste aus Probanden mit gehaltenen Röntgenaufnahmen innerhalb des normalen Wertebereichs (Taluskippwinkel $< 7°$ und Talusvorschub $<$ 7mm) und eine Zweite aus Probanden, die mindestens einen pathologischen Wert (Taluskippwinkel $> 7°$ und / oder Talusvorschub $>$ 7mm) aufwiesen.

2.3 Versuchsaufbau

2.3.1 Sprungsituation

Für das in der Studie angewandte Tiefsprungverfahren, bei dem Probanden von einem erhöhten Podest hinabspringen sollten, wurde eine spezielle Rampe mit einem seitlichen Neigungswinkel von 20° und 1 m^2 Landefläche konstruiert. Die Landefläche der Rampe war mit einem rutschsicheren Belag aus Gummi überzogen, sodass die Probanden nicht seitlich wegrutschen und sich verletzen konnten.

Aufgabe der Probanden war es, rückwärts aus dem Podest von ca. 40 cm Höhe auf die Rampe zu springen. Als Ausgangsposition standen die Probanden mit dem Fußspitzen an der Podestkante. Nach dem Signal des Versuchsleiters waren die Versuchsteilnehmer angehalten, von dem Podest ab- und hinunterzuspringen (Abb. 2.12). Da zunächst eine Aufwärtsbewegung geschah, lag die effektive Sprunghöhe über den durch das Podest vorgegebenen 40 cm. Während des Sprunges sollte ein Blickkontakt zur Landefläche vermieden werden, um eine antizipatorische Vorspannung der Peronealmuskulatur zu verhin-

dern. Nach Möglichkeit sollten die Probanden mit parallel zueinander stehenden Füßen auf die Rampe landen. Die Landung auf der sich nach lateral neigender Rampe sollte das rechte Sprunggelenk einer typischen Verletzungssituation aussetzen.

(a) (b)

Abb. 2.12: Sprungsituation: (a) Ausgangsposition, (b) Landeposition

Nach einem standardisierten Aufwärmungsprogramm absolvierte jeder Proband fünf bis zehn Sprünge jeweils ohne Supinationsschutz, mit jeder Orthese und mit dem Tape-Verband. Um die Gewöhnungs- und Aufwärmeffekte zu minimieren, wurde die Test-Reihenfolge der Orthesen randomisiert. In der Auswertung wurden demnach 1541 Sprünge einbezogen (164 Sprünge ohne Schiene und 1377 Orthesensprünge). Mit jeder Schiene wurden von allen Probanden im Mittel 137,7 Sprünge durchgeführt.

Mit Hilfe von im Schuh getragenen Druckmesssohlen (s. Abschnitt 2.3.3) wurden Messungen während des Sprungverfahrens vorgenommen. Die Messsohlen wurden nur im rechten Schuh getragen, da sich die Beobachtungen nur auf den rechten Fuß beschränken sollten. Alle Probanden trugen das gleiche Sportschuhmodel.

Die erste Messung wurde ohne Orthese zur Erhebung von Normwerten durchgeführt. Darauf wurden die zehn oben beschriebenen Orthesen, welche ebenfalls alle nur am rechten Fuß zu tragen waren, nacheinander getestet. Nach jedem Durchgang wurde ein Fragebogen zur jeweiligen Orthese vom Probanden ausgefüllt. Die Orthesen wurden mit Unterstützung der Untersucher angelegt.

2.3.2 Zur Messung verwendete Sportschuhe

Da die Sohlenbeschaffenheit und Bauart verschiedener Sportschuhen die Druckmessungen unter dem Fuß deutlich beeinflussen können, trugen alle Probanden das gleiche Sportschuhmodel [11] . Die verwendeten Joggingschuhe sind aus dünnem Nylonstoff gearbeitet und werden geschnürt. Die Sohle hat ein leichtes Profil und ist im Fersenbereich etwa

[11] Firma Deichmann, Modell Venture

2cm dick. Im Schuh befindet sich eine dünne, nicht vorgeformte Einlegesohle. Die Schuhe waren in den Größen 38-45 verfügbar (Abb. 2.13).

Abb. 2.13: Verwendete Sportschuhe

2.3.3 Druckmesssystem

Zur Erfassung der Druckbelastung des Fußes verwendeten wir das kabellose Fußdruckmesssystem ***medilogic®*** [12]. Das System besteht aus zwei Messsohlen mit jeweils 64 Sensoren. Die Druckmesssohlen dienen zur Bestimmung der Druckverteilung im Schuh unter statischer und dynamischer Belastung, wobei die Druckwerte unter dem linken und dem rechten Fuß in korrekter zeitlicher Abhängigkeit erfasst werden. Die Drucksensoren sind oberflächenresistiv, d.h. bei steigender Druckbelastung des Sensors vermindert sich der elektrische Widerstand am Sensor. Die Druckmesssohlen sind mit einem Datenfunkmodem, das an einem Hüftgurt vom Patienten getragen wird, verbunden. An das Patientenmodem werden die Sohlenkabel angeschlossen (Abb. 2.14). Von dort werden die Druckwerte der Sohlen über Funk an einem Computermodem übermittelt und können auf dem Rechner in Echtzeit betrachtet und mit Hilfe der Software *medilogic Ver. 2.17* aufgezeichnet und ausgewertet werden (Abb. 2.15).

Es wurden Messsohlen in den Größen 37/38 bis 45/46 verwendet. Da in unserer Studie nur der rechte Fuß untersucht werden sollte, wurden nur die rechten Druckmesssohlen angelegt. Die Druckmesssohle wurde im Schuh getragen und hatte unmittelbaren Kontakt zur Fußsohle. Um den Druck direkt unter dem Fuß und nicht den Druck unter den teilweise harten und unterschiedlich geformten Orthesen zu messen, wurde die Drucksohle in den Orthesen getragen. Dazu wurde sie auf der dünnen Einlegeschuhsohle befestigt und mittels einer zweiten engen Socke unter dem Fuß gesichert. Schließlich wurde die jeweils zu untersuchende Orthese angepasst und der Schuh darüber getragen. Druckmesssohle, Orthese und Sportschuh waren von entsprechender Größe. Um eine Beschädigung der

[12] Hersteller: T&T medilogic Medizintechnik GmbH, D-12529 Schönefeld

Abb. 2.14: Fußdruckmesssystem ***medilogic®***

Drucksohlen bei Verwendung der verschiedenen Orthesen zu vermeiden, wurden sie evtl. im Knöchel- oder Unterschenkelbereich mit Schaumstoff abgepolstert. In dieser Weise wurde ein extremes Verrutschen der Messsohle verhindert, was die Zuordnung der Sensoren verändern würde. Die Probanden wurden aufgefordert fünf bis zehn aufeinander folgende Sprünge zu absolvieren, die als eine kontinuierliche Messung aufgenommen wurden. Bei jedem Orthesewechsel wurde die richtige Positionierung der Messsohle überprüft und eventuell korrigiert. Bei sehr wenigen Fällen wurde wegen eines Verrutschens der Messsohle die Sprungsequenz nach Korrektur der Sohlenpositionierung wiederholt.

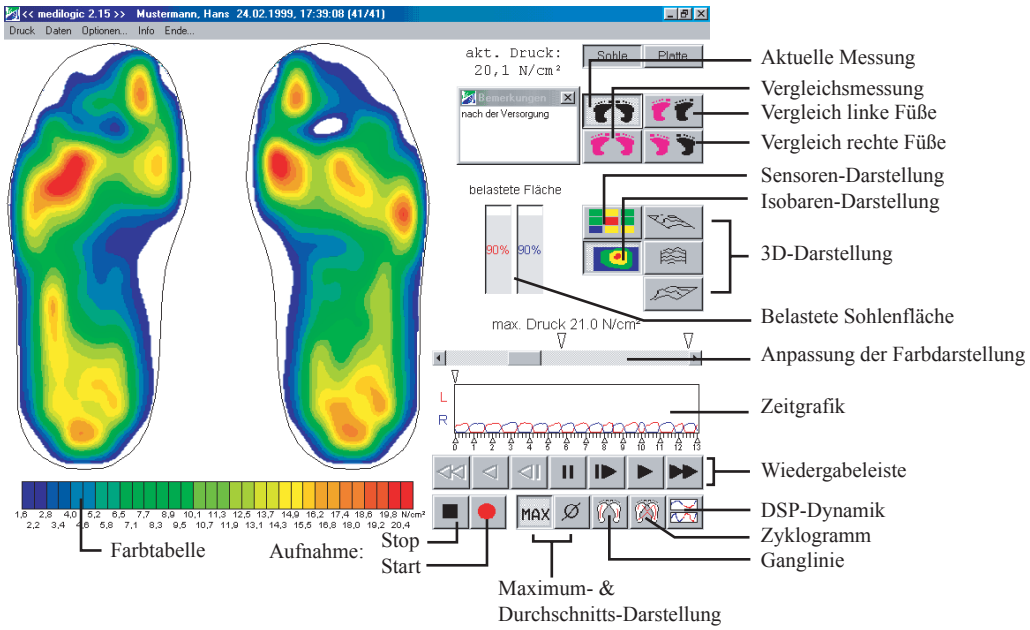
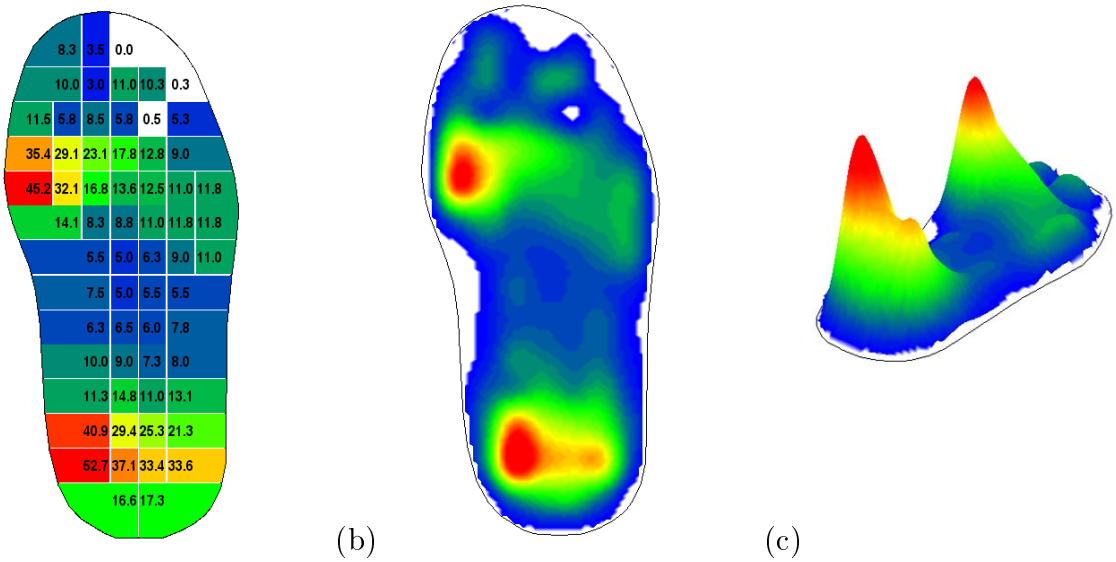


Abb. 2.15: Benutzeroberfläche der ***medilogic***-Software (Ver.2.17) mit Isobaren-Darstellung

Die *medilogic*-Software bietet die Möglichkeit einer Sensordarstellung, wobei die 64 Sensoren jeder Sohle mit Druckangabe farbig dargestellt werden. Außerdem kann eine 3D-Darstellung mit farbigen Druckbergen und -tälern oder eine Isobaren-Darstellung ge-

wählt werden (Abb. 2.16). Dabei werden Bereiche gleichen Druckes durch gleiche Farben dargestellt. Die Software bietet auch die Möglichkeit die zu jedem Zeitpunkt aufgezeichneten Druckangaben pro Sensor, in Form einer großen Tabelle, zu exportieren, sodass eine Weiterverarbeitung der einzelnen Messpunkte mit Hilfe eines beliebigen Tabellenkalkulationsprogramms erfolgen kann.



(a) (b) (c)

Abb. 2.16: Verschiedene Darstellungsmöglichkeiten
[(a) Sensoren-, (b) Isobaren- und (c) 3-D Darstellung]

Während der Aufzeichnung bzw. Wiedergabe einer Messung wird eine Zeitgrafik gezeichnet (Abb. 2.17). In diesem Diagramm wird die durchschnittliche Druckbelastung für jede Seite (in der Studie die rechte Seite) während einer Messung dargestellt, wobei die Zeit (in Sekunden) die x-Achse bildet. Die Höhe der Grafiken (z-Achse) ist vom eingestellten maximalen Druck abhängig. Über die Zeitgrafik ist bei der Wiedergabe auch das Positionieren auf die Messwerte eines bestimmten Zeitpunktes möglich. Außerdem steht auch eine Zoomfunktion zur Verfügung. Mit dieser Funktion kann ein bestimmter Bereich der Zeitgrafik bzw. ein einzelner Sprung markiert und vergrößert werden.

Mit Hilfe der so genannten *DSP-Dynamik*-Funktion werden in zwei Ort-Zeit-Diagrammen die Verläufe des Druckschwerpunktes des Körpers dargestellt (Abb. 2.17). Im ersten Diagramm wird der Verlauf des Druckschwerpunktes zwischen dem rechten und linken Fuß angezeigt, während im Zweiten der Verlauf des Druckschwerpunktes von posterior nach anterior dargestellt wird. Letzteres war für die Studie von Bedeutung.

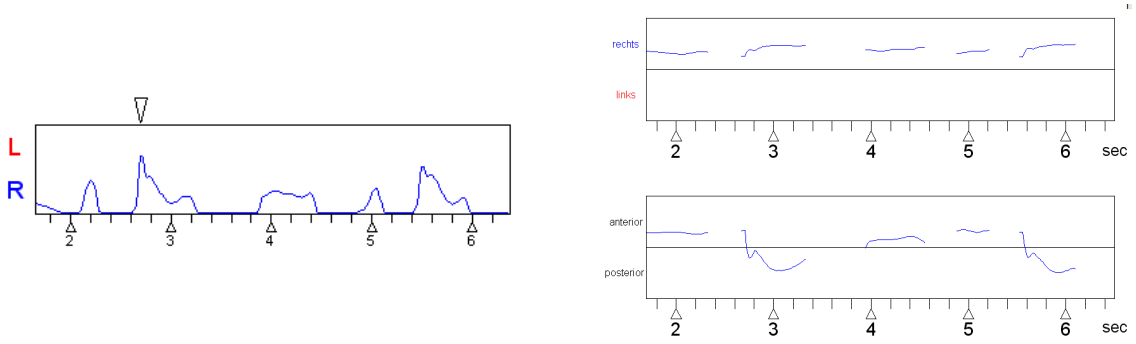


Abb. 2.17: Druckzeitgrafik (links, x-Achse: Zeit in sec, y-Achse: durchschnittliche Sohlenbelastung) und DSP-Dynamik (rechts, oben: Verlauf des Druckschwerpunktes zwischen linker und rechter Seite / rechts, unten: Verlauf des Druckschwerpunktes von posterior nach anterior, x-Achse: Zeit in sec)

2.3.4 Auswertung der Druckmessungen

Mit Hilfe der gemessenen Druckverteilung sollten indirekt Rückschlüsse auf die Stellung der Ferse und im übertragenen Sinn des Sprunggelenkes an der Frontalebene gezogen werden. Grundlage der Berechnung war die in das Tabellenkalkulationsprogramm exportierte Tabelle. Die Tabelle präsentiert alle Druckangaben aller Sensoren zu jedem Zeitpunkt.

Um vergleichbare Zahlenwerte aus den Messungen zu erhalten, ist im zentralen Fersenbereich eine Ratio (R_F) aus den Messungen der medialen und lateralen Druckmesspunkte gebildet (Abb. 2.18). Der Quotient wurde somit aus der Summe der Druckwerte der medialen Sensoren 53, 54, 57, 58, 61, 62 (medialer Druckwert D_m) und der Summe der Druckwerte der lateralen Sensoren 51, 52, 55, 56, 59, 60 (lateraler Druckwert D_l) berechnet. Es ergibt sich:

$$R_F = \frac{D_m}{D_l}$$

In Vorversuchen wurde dargestellt, dass höhere mediale Druckwerte im Fersenbereich eine höhere Ratio ergeben und auf eine vermehrte Fersenabduktion und indirekt auf eine vermehrte Eversion hindeuten. Umgekehrt führen hohe laterale Werte im Fersenbereich zu einer kleineren Ratio und deuten auf eine vermehrte Fersenadduktion und indirekt auf eine vermehrte Inversion hin. Da Fresenratiowerte an sich keine Rückschlüsse auf die exakte Position der Ferse zulassen, deuten größere R_F-Werte zum Zeitpunkt der maximalen Fersenbelastung auf eine bessere bzw. effizientere Kontrolle der induzierten Inversionsbewegung hin.

Eine Summe aus den Messungen aller Druckmesspunkte im zentralen Fersenbereich (Druckwerte der Sensoren 51 bis 59) wurde auch gebildet (Fersendruck D_F).

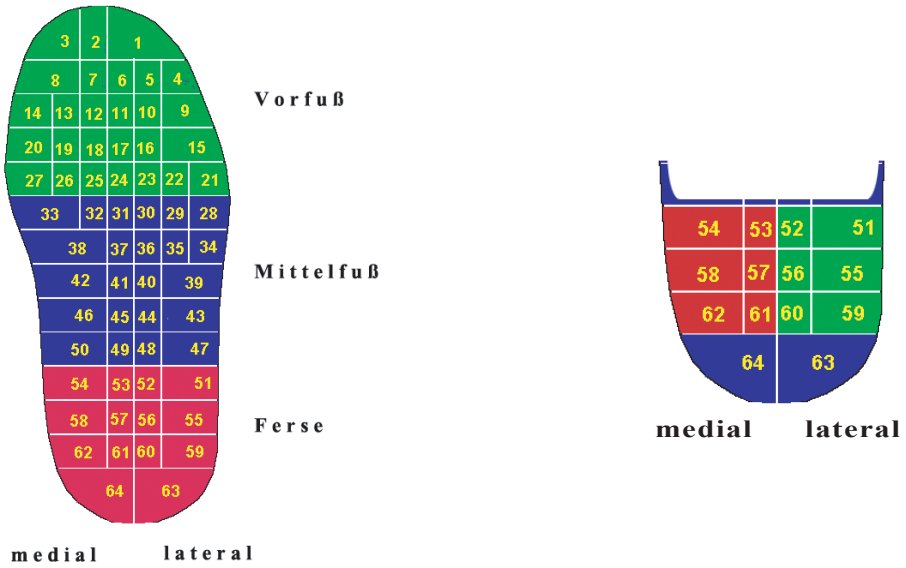


Abb. 2.18: Sensorendarstellung der rechten Druckmesssohle (links) und Sensoren im zentralen Fersenbereich vergrößert (rechts)

Mit Hilfe des *DSP-Dynamik*-Diagramms wurde bei jedem einzelnen Sprung auf die angewendete Landestrategie geprüft. Nur Sprünge mit voller Belastung des Fersenbereichs während der Landung sollten weiter ausgewertet werden.

Zur Darstellung der zeitlichen Veränderung der Fersenratio (R_F) und des Fersendrucks (D_F) während der einzelnen Sprünge wurde anschließend eine Zeitgrafik gezeichnet (Abb. 2.19).

Für jeden Sprung wurden die verschiedenen Belastungsvarianten des Fersenbereichs dokumentiert und der maximale Druckwert ($D_{F_{max}}$) und die Zeitdauer (t_{max}) vom Bodenaufsetzen der Ferse bis zum Druckmaximum bestimmt. Darüber hinaus wurde aus jedem Sprung der Fersenratiowert (R_F) zum Zeitpunkt der maximalen Fersendruckbelastung ausgewählt. Zu diesem Zeitpunkt landet jeder Proband mit voller Kraft auf der Rampe. Nach dem dynamischen Konzept der hier verwendeten Sprunggelenksorthesenprüfung soll die Landung auf die schräge Rampe eine möglichst realitätsnahe Verletzungshaltung nachstellen. Basierend auf der Annahme, dass dreidimensionale Fußbewegungen die Fußstrukturen unterschiedlich belasten und auf verschiedene dynamische Druckverteilungsmuster reflektiert werden [32, 43, 86, 91], ist der ausgewählte Fersenratiowert als maßgebend der Fersenstellung während des mit der Landung provozierten maximalen Supinationsstresses gedacht.

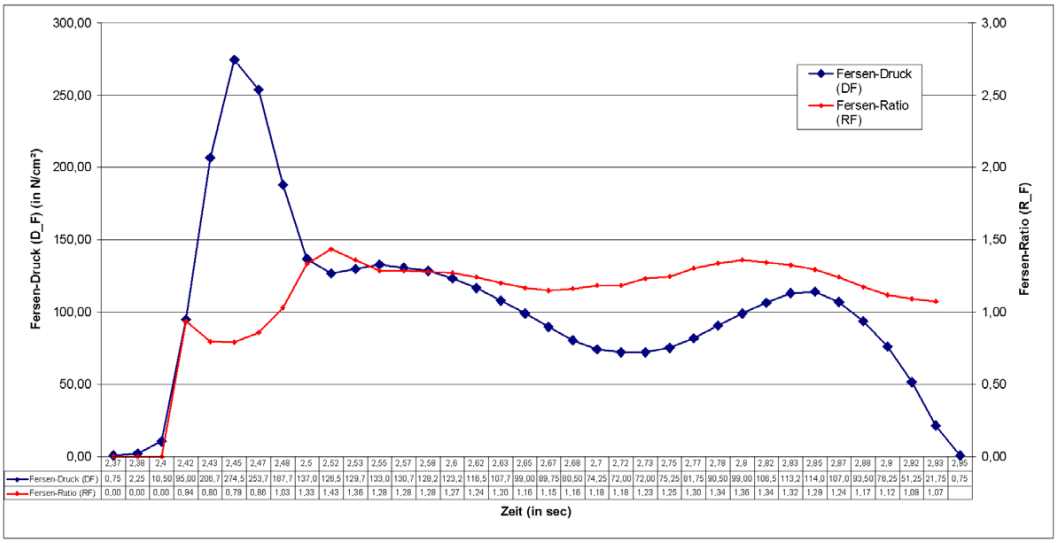


Abb. 2.19: Zeitgrafik des Fersendrucks (D_F, blau, y-Achse: links) und der Fersenratio (R_F, rot, y´-Achse: rechts) eines Sprungs

2.3.5 Videoaufzeichnung

Während der Messungen wurden die Probanden mit einer SONY® SVHS Video Kamera aufgezeichnet. Die Kamera war auf Landungshöhe hinter der Rampe installiert. Die Entfernung von Kamera und Proband betrug ca. 3 m. Da mit Hilfe der Videoaufzeichnung nur eine grobe Einteilung des Sprungstils vorgenommen werden sollte, beschränkte sich die Auswertung der Videosequenzen nur auf das Ausmaß der Fußaußenrotation des rechten Fußes beim Springen und die aufrechte Körperhaltung während der Landung. Ausgeschlossen wurden von der weiteren Auswertung die Sprünge, bei denen es sich um eine Landung auf außen rotierten rechten Fuß handelte.

2.4 Fragebogen zur Schienenbewertung

Nach jedem Sprungversuch erhielten die Probanden einen Fragebogen, um die verwendete Orthese auch subjektiv beurteilen zu können (Abb. 2.20). Zur genaueren Auswertung wurde eine Bewertungsskala von 1 bis 10 gewählt. Dabei entsprach die Bewertung 1 dem Urteil „sehr schlecht“ bzw. „sehr wenig“, während die Bewertung 10 das Urteil „sehr gut“ bzw. „sehr viel“ bezeichnete.

Die Fragen bezogen sich auf die Handhabung, den Tragekomfort (Bequemlichkeit im Stehen, beim Gehen und beim Springen) und das Sicherheitsgefühl beim Tragen der verwendeten Orthese. Weiterhin wurde nach der subjektiven Einschätzung der Bewegungseinschränkung und nach der Bereitschaft die Orthese länger zu tragen (z.B. bei einem

Unfallereignis) gefragt. Am Ende wurden die Probanden aufgefordert, eine Gesamtnote der jeweils getesteten Schiene zu geben.

Schienenbewertung

Name :
Probandennr.:

BEZEICHNUNG DER SCHIENE :_____

Bitte beurteilen Sie die Schiene auf der Skala von 1 bis 10 (1=sehr schlecht/ sehr wenig, 10=sehr gut/ sehr viel)

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Wie beurteilen Sie die Handhabung der Schiene beim An- und Ablegen?										
Wie beurteilen Sie das Sicherheitsgefühl beim Laufen mit angelegter Schiene?										
Wie beurteilen Sie den Tragekomfort der Schiene vor der Laufbelastung?										
Wie beurteilen Sie den Tragekomfort der Schiene nach der Laufbelastung?										
Wie beurteilen Sie das Gefühl der Bewegungseinschränkung durch die Schiene ?										
Haben Sie das Gefühl,dass Ihre Laufbewegung durch die Schiene verändert wird ?										
Haben Sie das Gefühl, dass Ihre Gehbewegung durch die Schiene verändert wird ?										
Könnten Sie sich vorstellen diese Schiene für längere Zeit zu tragen (Unfall) ?										
Wie lautet Ihr Gesamturteil für die Schiene ?										

Abb. 2.20: Fragebogen zur Schienenbewertung

2.5 Statistik

Die statistische Datenauswertung wurde in zwei Teile eingeteilt: einen allgemeinen und einen speziellen Teil. Im allgemeinen Teil sollten die biomechanischen Merkmale (wie z.B. Fußkontaktstrategie, Fersenratio-Veränderungsmuster, Landungsdauer) aller gültigen Sprünge auf mögliche Korrelationen überprüft werden, um die Auswahl der auszuwertenden Sprünge statistisch zu begründen. Im speziellen Teil sollten die Orthesenmodelle hinsichtlich ihres Supinationsschutzes miteinander verglichen werden. Die statistische Auswertung der gewonnenen Daten, sowie die grafische Darstellung wurden mit dem Programm *SPSS 11.0* durchgeführt.

2.5.1 Allgemeiner Teil: Biomechanische Merkmale

Zur Prüfung auf mögliche Zusammenhänge zwischen den biomechanischen Merkmalen der Sprünge wurden Kreuztabellen und der Binomial-Test angewendet. Mit Hilfe von *Kreuztabellen* lässt sich untersuchen, ob die Verteilung einer dichotomen Variablen in zwei unabhängigen Stichproben signifikant verschieden ist [24, 157]. Dieser Test ist identisch mit der Frage, ob zwischen den dichotomen (Gruppierungs-) Variablen ein signifikanter Zusammenhang besteht. Zur Prüfung der Nullhypothese kann zum einen *Fisher's exakter Test*, zum anderen ein approximativer Test über die Chi^2-Verteilung verwendet werden

[24]. Der häufigste Einsatz des *Binomialen-Tests* erfolgt ebenfalls im Zusammenhang mit der Frage, wieweit ein dichotomes Merkmal über zwei unabhängige Stichproben gleich verteilt ist [24, 157]. In beiden Tests wird das Signifikanzniveau auf 5% festgelegt.

2.5.2 Spezieller Teil: Orthesenvergleich

Wie im Abschnitt 2.3.4 beschrieben, wurde aus jedem gültigen Sprung der zum Zeitpunkt des Fersendruckmaximums entsprechende Fersenratiowert ausgewählt. Der Medianwert der aus den auszuwertenden Sprüngen jedes Probanden mit jeder Orthese berechneten Fersenratiowerten wurde zunächst ausgerechnet und 10 Orthesenverteilungen wurden gebildet.

Zum Vergleich der verschiedenen Orthesenverteilungen verwendeten wir drei statistischen Tests: den *Friedman-Test* für mehrere verbundene Stichproben, den *Wilcoxon-Test* für zwei verbundene Stichproben und den *Mann-Whitney U Test* für zwei unverbundene Stichproben. Diese Tests wurden zur Überprüfung von Medianen benutzt. Sie haben weniger strenge Voraussetzungen als die entsprechenden *t-Test*-Lagetests. Es handelt sich um verteilungsfreie oder nichtparametrische Tests, die keine bestimmte Verteilungsform voraussetzen [157]. In der Regel prüfen diese Tests die Nullhypothese über approximative Verfahren, indem sie theoretische Verteilungen wie die Standardnormalverteilung zur Bewertung des gefundenen Prüfwertes vergleichen. Solche Rückgriffe auf approximative Stichprobenverteilungen sind jedoch bei Vorliegen kleiner Stichprobenumfänge, wie in der vorliegenden Studie der Fall war, meist problematisch, weil die verwendeten theoretischen Verteilungen häufig erheblich von der exakten Stichprobenverteilung der Prüfgröße abweichen [24]. Deshalb war es sinnvoll, die ausgewählten nichtparametrischen Tests mit Hilfe exakter Verfahren (SPSS-Modul *EXAKTE TESTS*) auszuführen.

Mit Hilfe des *Friedman-Tests* wird geprüft, ob zwischen den verschiedenen Schienenstichproben signifikante Unterschiede bestehen. Als statistisch signifikant wurde ein p-Wert von 0,05 festgelegt. Das Resultat ist jedoch allgemein und berichtet von einzelnen Paarunterschieden nicht präzis.

Um die Differenzen zwischen den verschiedenen Orthesen genauer auszuwerten, verwendeten wir den *Wilcoxon-Test*. Aufgrund der großen Zahl der gepaarten Vergleiche aller Orthesen zueinander (insgesamt 45), sollte in Betracht gezogen werden, dass bei mehrmaligem Testen der α-Fehler enorm ansteigt [157]. Ein ***α-Fehler*** (oder ***Fehler 1. Art***) liegt vor, wenn in Wirklichkeit die Nullhypothese richtig ist und man sich fälschlicherweise für die Alternativhypothese entscheidet [157]. Dementsprechend ist es ratsam, das Signifikanzniveau zu adjustieren. Eine simple Adjustierungsmethode ist die ***Bonferoni-Korrektur***: Das neue Signifikanzniveau wird berechnet, indem das α-Fehler-Niveau von 0,05 durch die Zahl m der gepaarten Tests geteilt wird [13, 24, 157].

$$\alpha' = \frac{\alpha}{m}$$

In unserem Fall wäre das neue Signifikanzniveau: α'= 0,05/45 = 0,0011. Es sollte allerdings beachtet werden, dass die *α-Fehlerkorrektur nach Bonferoni* dazu tendiert, eher konservativ auszufallen [13, 24, 157]. In diesem Sinne sind in der Literatur verschiedene verbesserte Bonferoni-Korrekturen zu finden. Für die Zwecke der hier vorgestellten Studie wurde die *sequentielle „Bonferoni-Korrektur“* nach HOLM [13] verwendet [13].

Das Problem der multiplen Tests kann dadurch entschärft werden, dass die Anzahl der durchzuführenden gepaarten Tests möglichst gering gehalten wird [157]. Eine Alternative wäre also, nicht die Unterschiede zwischen allen Schienen, sondern die Unterschiede zwischen den anhand ihrer Konstruktionsähnlichkeit beschriebenen Orthesengruppen statistisch auszuwerten (i.e. insgesamt 10 gepaarte Vergleiche, α'=0,005). Zuerst sollten die zu den beschriebenen Orthesengruppen zugeordneten Schienenverteilungen mit Hilfe vom *Wilcoxon*-Test miteinander verglichen werden, um die Richtigkeit der Gruppierung zu überprüfen. Die Orthesengruppenverteilungen wurden aus den Medianen der Fersenratiowerte der Sprünge jedes Probanden mit den zur Gruppe gehörenden Schienen berechnet.

Zum Schluss, um die Orthesengruppendifferenzen genauer zu untersuchen, wurden die im Abschnitt 2.2.3 beschriebenen Probandenuntergruppen mit Hilfe des *Mann-Whitney U Tests* mit einander verglichen, um festzustellen, welche Auswirkung die Orthesengruppen auf die verschiedenen Probandengruppen hatten. In dieser Weise sollte versucht werden zu erklären, worauf diese Unterschiede basieren. Die Differenzen zwischen den verschiedenen Orthesengruppen innerhalb jeder Untergruppe wurden mit dem *Wilcoxon-* und *Friedman-Test* genauer ausgewertet.

[13] *Die sequentielle „Bonferoni-Korrektur“ nach* HOLM: Der größte Kennwert (Einzelvergleich, Korrelation o. Ä.) wird über die oben vorgestellte Gleichung bewertet. Ist der signifikant, wird der nächstgrößte Kennwert auf einem Signifikanzniveau von $\alpha/(m\text{-}1)$ getestet. Führt auch dieser Test zu einem signifikanten Resultat, wählt man $\alpha/(m\text{-}2)$ als Signifikanzniveau für den drittgrößten Kennwert usw. Die Prozedur endet, wenn nach k signifikanten Kennwerten der Kennwert auf dem Rangplatz $k+1$ auf einem Signifikanzniveau von $\alpha/(m\text{-}k)$ nicht mehr signifikant ist [13].