

4. DISKUSSION

4.1 DISKUSSION DES VERSUCHSAUFBAUS

Im Folgenden wird nach einer Zusammenfassung der in der Literatur bisher vorgestellten Orthesenprüfungsmethoden das in der hier vorgestellten Studie erprobte Versuchsverfahren diskutiert.

4.1.1 Literaturübersicht

Die unterschiedlichsten Testverfahren wurden eingesetzt, um die Funktionsweise und die stabilisierende Wirkung von Sprunggelenksorthesen zu überprüfen. Die ersten systematischen Untersuchungen beschäftigten sich lediglich mit deren passiver Stabilität. Zunächst wurde der Einfluss der sportlichen Aktivität auf die primäre Orthesenstabilität untersucht. Eine signifikante Reduktion der Verletzungstendenz durch die prophylaktische Applikation von Sprunggelenksbandagen konnte im weiteren mit Hilfe von epidemiologischen Untersuchungen aufgezeigt werden [137, 146]. Neurophysiologische Untersuchungen der propriozeptiven Mechanismen und der Muskelreaktion versuchten zunächst diese positive Effekte zu erklären. Später wurde nachgeforscht, inwieweit spezifische Fertigkeiten nach Anlegen einer Sprunggelenksorthese beeinflusst werden [60].

Die in der Literatur vorgestellten Versuchsanordnungen umfassen passive und aktive Beweglichkeitsmessungen, dynamische Supinationsbewegungen, komplexe sportliche Bewegungen, propriozeptive Untersuchungen, Messungen der sportlichen Leistung oder epidemiologische Studien und subjektive Beurteilung des Tragekomforts und des Stabilitätsgefühls [119]. Mit Hilfe dieser Testverfahren wurden unterschiedliche Untersuchungsparameter erfasst, wie die passive Gelenkbeweglichkeit, die Kraftentwicklung in Eversion/Inversion oder Plantarflexion/Dorsalextension, der Inversionswinkel, die Inversionsgeschwindigkeit, die Laufzeit und Amplitude der muskulären Reaktion während einer dynamischen Supinationsbewegung oder verschiedene propriozeptive Parameter [119].

4.1.1.1 Statische Verfahren

Die statischen Testverfahren von Sprunggelenksorthesen beschäftigen sich lediglich mit deren passiver Stabilität. Es handelt sich um Versuchsanordnungen, bei denen ein Lei-

chenpräparat oder der Fuß eines Probanden in einem speziellen Halteapparat fixiert und mit einer von außen gesteuerten Kraft in verschiedenen Richtungen bewegt wird. Das Bewegungsausmaß wird mit Hilfe von externen Goniometern gemessen und lässt somit Rückschlüsse auf die Wirksamkeit der getesteten Orthesen zu.

An Leichenpräparate, ohne oder mit durchgetrennten Ligamenten, wurden die rein mechanischen stabilisierenden Eigenschaften verschiedener Sprunggelenksorthesen untersucht. So wurde von SHAPIRO ET AL. [133] in-vitro die Widerstandsfähigkeit von Sprunggelenksorthesen und dem Tapeverband gegen Inversion festgestellt. Die Orthesen bzw. der Tapeverband wurden in Neutral- und 30°-Plantarflexionsstellung in Kombination mit Sportschuhen getestet. Alle acht untersuchten halbstarren Orthesen und der Tapeverband erwiesen sich als effektiv gegen den applizierten Inversionsdrehmoment. In 30°-Plantarflexionsstellung ließ jedoch ihre antisupinatorische Wirksamkeit nach. Die Verwendung eines knöchelhohen Schuhs in Kombination mit dem Tapeverband bzw. den Orthesen hat sich auch in 30°-Plantarflexion als effektiver bewiesen.

BRUNS ET AL. [15] und LÜSSENHOP ET AL. [74] überprüften ebenfalls in-vitro die Wirkung von Orthesen auf die Dorsalextension, Plantarflexion und Innen- und Außenrotation im oberen Sprunggelenk nach Durchtrennung der Außenbänder. Alle Orthesenmodelle bewirkten eine signifikante Einschränkung der entsprechenden Bewegungsumfänge. Die Unterschiede zwischen den einzelnen Orthesen waren eher gering. Folglich wurde von den Autoren behauptet, dass Orthesen und der Tapeverband die Sprunggelenksinstabilität signifikant reduzieren können.

Um den protektiven Einfluss von Sprunggelenksorthesen auf instabilen Gelenken zu untersuchen, haben BRUNS UND STAERK [16] mit Hilfe von gehaltenen Röntgenaufnahmen die Taluskipfung und den Talusvorschub an Leichenpräparaten mit durchgetrennten Ligamenten und Probanden mit chronischer Instabilität dokumentiert. Sowohl aus der in-vitro als auch der in-vivo Untersuchung wurde festgestellt, dass die getesteten Orthesen (Micros und Tapeverband) ungenügend und nur zum Teil die instabilen Gelenke stabilisieren konnten. Nach Ansicht der Autoren sollten die Ergebnisse aus statischen Untersuchungen kritisch betrachtet werden, weil die mechanische Stabilität des Sprunggelenks zusätzlich von Faktoren beeinflusst wird, wie die stabilisierende Wirkung der axialen Belastung durch das Körpergewicht und die Aktivität der um das Gelenk einwirkenden Muskeln.

In-vivo statische Messungen wurden in Form von Stabilitätsmessungen bei Patienten mit oder ohne Sprunggelenksinstabilität mit Hilfe von verschiedenen Halteapparaturen unter quasistatischen Bedingungen durchgeführt (Abb. 4.1). In dieser Weise kann der passive Beweglichkeitsumfang in allen Richtungen (Plantarflexion, Dorsalextension, Eversion-Inversion, Innen- und Außenrotation) gemessen werden. So untersuchten MÜLLER UND

HINTERMANN [89] den rotationsstabilisierenden Effekt von äußeren Stabilisierungshilfen (Künzli-Stabilschuh, Aircast, Micros und Tapeverband) auf die Sprunggelenke. Es zeigte sich, dass, obwohl die Rotationseinschränkung durch alle Stabilisierungshilfen signifikant war, die Wirksamkeit - mit Ausnahme des Stabilschuhs - in der kritischen Plantarflexionsstellung bezüglich der Tibiaußenrotation minimal war.

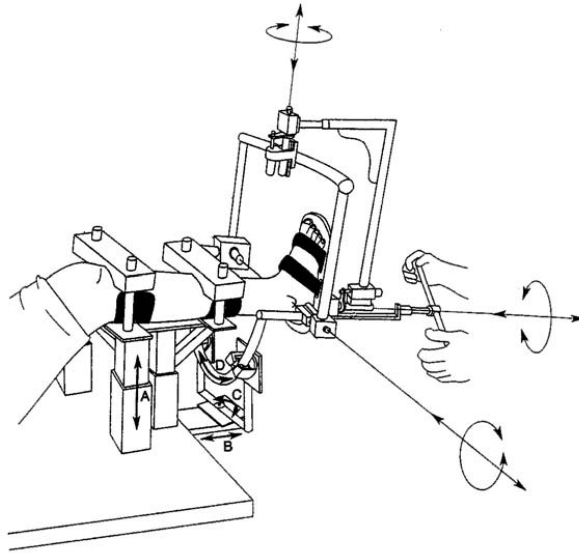


Abb. 4.1: Halteapparat zur statischen Messung von Supinationswinkeln (nach SIEGLER ET AL.)

SIEGLER ET AL. [135] haben ebenfalls mit Hilfe einer ähnlichen Apparatur den Einfluss von Orthesen in allen Bewegungsrichtungen geprüft und gefunden, dass alle getesteten Orthesen (Ascend, Swede-O, Active Ankle und Aircast) Inversion, Eversion und Innen- und Außenrotation unterschiedlich aber signifikant reduzierten. Im Vergleich zu den weichen Orthesen haben sich die halbstarren als wirksamer gegen Innen- und Außenrotation erwiesen. Hingegen konnte keine Einschränkung der Plantarflexion durch die Orthesen festgestellt werden.

Die protektive Wirksamkeit von Orthesen und dem Tapeverband bei Patienten mit chronischer Instabilität wurde von HARTSELL UND SPAULDING [44] untersucht. Es stellte sich heraus, dass der passive Widerstand der getesteten Orthesen (Swede-O und Sure-Step) gegen die applizierten Inversionsdrehmomente im Vergleich zu der Situation ohne Orthese signifikant größer war. Die Autoren sind zu dem Schluss gekommen, dass die äußeren Stabilisierungshilfen und insbesondere die halbstarren Orthesen sehr nützlich und effektiv zur Reduzierung des Verletzungsrisikos sein können.

GREENE UND HILLMAN [40] haben ebenfalls mit statischen Methoden die Wirksamkeit vom Tapeverband und ausgewählten Orthesen in 10° Plantarflexionsstellung vor,

während und nach einem Training untersucht. Obwohl unmittelbar nach dem Anlegen und vor dem Spielbeginn kein Unterschied zwischen dem Tapeverband und den Orthesen aufgezeigt werden konnte, ließ die Inversionseinschränkung durch den Tapeverband bereits nach 20 min Spieldauer nach. Die getestete halbstarre ALP-Orthese wies eine nur geringe Lockerung auf, was auch nach dem Ende des Spiels der Fall war. Zudem konnte kein negativer Einfluss der Orthesen auf die sportlichen Fähigkeiten der Probanden aufgezeigt werden.

Zur Erweiterung der statischen Messmethoden wurden von mehreren Autoren mit Hilfe von Halteapparaten Messungen der aktiven Beweglichkeit durchgeführt. So führten HÖLL ET AL. [48] eine statische isokinetische Untersuchung mit einem Cybex-Dynamometer durch, um die Beeinflussung von sportspezifischen Fähigkeiten durch Orthesen und Tapeverband zu überprüfen. Eine signifikante Einschränkung der Plantarflexionsausführung durch alle Orthesen und den Tapeverband konnte nachgewiesen werden und somit, nach Ansicht der Autoren, eine Beeinträchtigung der Performance belegt werden.

WILEY UND NIGG [158] haben ähnlicherweise die Wirksamkeit der Malleoloc-Schiene vor und nach einem Training untersucht. Die Einschränkung der passiven Inversion und der anterioposterioren Talustranslation in verschiedenen Plantarflexions- bzw. Dorsalexensionspositionen sowie der Plantarflexion war signifikant. Die Autoren haben jedoch keinen Einfluss der Orthese auf die Leistungsfähigkeit feststellen können.

Mit Verwendung eines isokinetischen Dynamometers untersuchten NISHIKAWA UND GRABINER [101] den Einfluss der Aircast-Orthese auf die Erregbarkeit des Motorneurons des M. peroneus longus. Die EMG-Untersuchung hat bewiesen, dass die Orthese die motoneuronale Erregbarkeit des M. peroneus longus erhöhte, was, nach Ansicht der Autoren, auf vermehrte Afferenzen kutaner Mechanorezeptoren zurückzuführen ist.

Aus den kurz vorgestellten Studien ist es ersichtlich, dass der Vorteil solcher statischen Versuchsanordnungen der Gewinn von Informationen über die Stabilitätseigenschaften von Orthesen unter streng kontrollierten Bedingungen und in bestimmten Bewegungsrichtungen (z.B. Inversion-Eversion, Plantarflexion-Dorsalexension) ist [29]. Wegen der hohen Komplexität der Mechanik des oberen und unteren Sprunggelenks, die als eine funktionelle Einheit betrachtet werden sollten [15], können solche separat untersuchten Bewegungskomponenten jedoch als keine vereinzelt kausalen Determinanten von Verletzungsmechanismen identifiziert werden [38]. Bei allen statischen Verfahren und insbesondere bei Untersuchungen an Leichenpräparate werden die dynamischen Effekte der stabilisierenden Muskeln nicht berücksichtigt [133]. Auch bei den in-vivo Messungen werden die physiologischen Körperhaltungsreflexe und die zur Gelenkstabilität beitragende axiale Belastung durch das Körpergewicht nicht mit einbezogen [16, 73]. Ferner sind wichtige Parameter einer Verletzung, wie z.B. die hohe Supinationsgeschwindigkeit, ignoriert

[148] und die Amplitude der applizierten Drehmomente ist viel niedriger als in einer realen Situation [29]. Die meisten Studien sind auf die passive Einschränkung des physiologischen Bewegungsumfangs konzentriert, die aber allein die protektiven Ortheseneigenschaften nicht beschreiben und quantifizieren kann [135]. In dieser Weise wird nur die intrinsische passive Stabilität der Stabilisierungshilfen untersucht [133]. Folglich handelt es sich nicht um realistische Repräsentationen einer potenziell verletzungsgefährdenden Situation, weil die funktionelle Einheit von mechanischen und neurophysiologischen Aktivitäten und ihre Beziehungen zu externen Stimuli nicht berücksichtigt werden [73].

4.1.1.2 Dynamische Verfahren

Als Reaktion auf die Kritik an die statischen Versuchsanordnungen wurden funktionelle-dynamische Verfahren entwickelt, die eine potenziell gefährdende Situation möglichst realitätsnahe zu imitieren versuchen. Dazu wurden Messungen auf Kippplattformen durchgeführt, die mit einem Falltürmechanismus hoch dynamische Supinationsereignisse mit definierten Kipp- und Rotationswinkel erlauben. Darüber hinaus wurden die stabilisierenden Eigenschaften der Orthesen durch Ausführung von komplexeren sportlichen Bewegungen (Sprungtests und Laufparcours) getestet. Bei den bisher durchgeführten dynamischen Untersuchungen ist der Belastungsstress, dem eine Orthese dabei ausgesetzt wird, deutlich höher. Ein dynamischer Testaufbau kann im Vergleich zu einer statischen Versuchsanordnung als realitätstreuer betrachtet werden, da nicht der passive Bewegungsumfang mit einem Halteapparat gemessen wird, sondern eine echte Stresssituation simuliert wird. Die Messergebnisse aus dynamischen Versuchsverfahren können nach NIGG ET AL. [99] als die aussagekräftigeren angesehen werden.

A. Kippplattformversuche

KIMURA ET AL. [64] untersuchten mit Hilfe einer speziell konstruierten Kippplattform die subtalare Inversion mit und ohne Supinationsschutz (Abb. 4.2). Durch Freilassung des Plattformmechanismus wurden unerwartete Supinationsreize von 35° ausgelöst. Zur Messung dieser forcierten Supinationsbewegung wurden Markerpunkte an Tibia und Calcaneus aufgebracht und durch eine Filmanalyse ausgewertet. Dabei zeigte sich eine um 30% signifikante Reduzierung des Supinationswinkels durch die Aircast-Orthese.

SCHEUFFELEN ET AL. [126] haben Sprunggelenksorthesen anhand ihrer Wirksamkeit unter funktionelle Bedingungen miteinander verglichen. Mit Hilfe einer konstruierten Kippplattform sind kontrollierte Supinationsbewegungen von 20° und 30° induziert. Zur Erfassung der neuromuskulären Aktivität wurden Oberflächenelektromyogramme der wichtigsten Unterschenkelmuskeln abgeleitet. Unter Verwendung eines elektronischen Winkelmessers wurde der Achillessehnenwinkel als Maß für Pronation und Supi-

nation gemessen. Alle getesteten Orthesen (Adimed Stabil II, Adipromed Stabil Super, Aircast, Micros, Caligamed, Push-Bandage "Heavy" und Tapeverband) reduzierten die induzierten Supinationswinkel signifikant aber in unterschiedlichem Maße. Die Aircast-Orthese wies einen signifikant besseren Schutz gegenüber allen anderen Orthesen auf. Keine der getesteten Stabilisierungshilfen konnte jedoch die forcierte Supination vollständig verhindern.

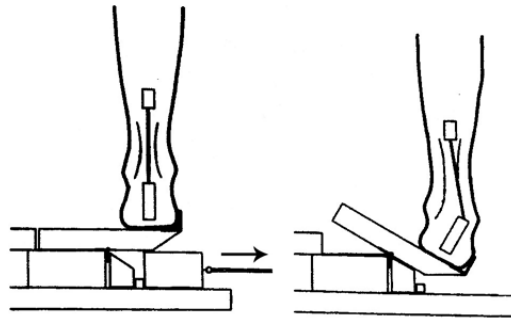


Abb. 4.2: Kippplattform zur Applikation kontrollierter Supinationsreize (nach SCHEUFFELEN ET AL. [126])

ANDERSON ET AL. [1] unter Verwendung einer ähnlichen Kippplattform haben nicht nur den Supinationswinkel, sondern auch die Winkelgeschwindigkeit der Supinationsbewegung und die Bodenreaktionskräfte während und am Ende der Kippphase gemessen. Es zeigte sich dabei, dass die getestete weiche Orthese STS („subtalar stabilizer“) die Supinationsbewegung signifikant reduzieren konnte. Zudem konnten eine signifikante Verlängerung der Bewegungsdauer über beide Phasen und eine signifikante Verminderung der Supinationswinkelgeschwindigkeit beobachtet werden. Die Autoren folgerten daraus, dass die Wirkung der weichen Orthese nicht sosehr auf der primären mechanischen Stabilisierung beruht, sondern größtenteils auf der Verlängerung der Winkelgeschwindigkeit, bedingt durch eine primär stärkere Pronationsstellung des Sprunggelenkes in der Orthese.

PODZIENLY UND HENNING [110] haben ebenfalls die Einschränkung einer unerwarteten Supinationsbewegung durch Sprunggelenksorthesen nachgeprüft. Zur Simulation des Verletzungsmechanismus wurde eine Kippplattform konstruiert, die eine Kombinationsbewegung von 26° Supination und 13° Plantarflexion induzierte. Die Achillessehnenwinkel und die Winkelgeschwindigkeit wurden mit Hilfe eines Elektrogoniometers gemessen und signifikant niedriger bei allen getesteten Orthesen (Aircast, Micros, Basko, Tigges Malloolenbandage) gefunden. Die Micros-Bandage erwies sich als die effizienteste Orthese.

Mit Hilfe eines ähnlichen Kippplattformmechanismus haben LOHRER ET AL. [73] die biomechanischen und neurophysiologischen Effekte des Tapeverbandes bei einer komplexen Bewegung von 30° Supination und 15° Plantarflexion vor und nach einem Training

untersucht. Die Autoren bestätigten, dass der Tapeverband ein effizientes Stabilisierungsmittel ist. Der Supinationsschutz ist ihrer Meinung nach nicht allein auf die Einschränkung der Inversionsbewegung, sondern aufgrund der reduzierten Winkelgeschwindigkeiten, zusätzlich auf die rechtzeitige Aktivierung der protektiven funktionellen Reflexe zurückzuführen.

NISHIKAWA ET AL. [102] haben eine komplexere Plattformkonstruktion verwendet, um die Effektivität von äußeren Stabilisierungshilfen und deren Einfluss auf die sportliche Leistung zu untersuchen. Die elektronisch aktivierte Kippplattform („rocking platform“) konnte unter Einfluss des Körpergewichts eine Bewegung von 10° in vier Richtungen forcieren (Dorsalextension, Plantarflexion, Inversion und Eversion). Die komplexe Sprunggelenkskinematik wurde mit Hilfe einer dreidimensionalen Videoaufnahme erfasst. Die getesteten Orthesen (Aircast und RocketSOC) und der Tapeverband reduzierten signifikant die Inversionsbeweglichkeit. Die Aircast-Orthese schränkte am wenigsten die Plantarflexion im Vergleich zum Tapeverband und der weichen RocketSOC-Orthese ein.

EILS UND ROSENBAUM [31] evaluierten den Stabilisierungseffekt von 10 Sprunggelenksorthesen mit Hilfe einer Kippplattform und eines elektronischen Goniometers. Die induzierte Inversionsbewegung wurde während und am Ende der Kippphase gemessen. Aus den gewonnenen Daten wurde aufgezeigt, dass alle getesteten Orthesenmodelle sowohl die Inversionsbewegung als auch die Winkelgeschwindigkeit signifikant reduzierten (15-51%). Die Reduzierung war am größten bei den Orthesen, die am meisten die Supination während der Kippphase kontrollierten. Daraus folgerten die Autoren, dass die Hauptfunktion der Sprunggelenksorthesen die Einschränkung der Inversion während der Flugphase und nicht die mechanische Stabilisierung gegen die Bewegungsextremen während der Landung ist.

Bei der Verwendung einer Kippplattform soll durch das Körpergewicht des Probanden und den unerwarteten Supinationsreiz durch die Auslösung des Klappmechanismus ein höheres Bewegungsmoment als bei den statischen Versuchsanordnungen provoziert werden. Da aber der Fuß der zu untersuchenden Seite zur Vermeidung eines Abrutschens seitlich gehalten werden muss und der andere Fuß auf der Plattform verbleibt, ist es möglich, dass bei der Auslösung des Klappmechanismus der Körperschwerpunkt zu dieser sicheren Seite hin und nicht auf die zu belastende Seite verlagert werden kann. Bei dieser Methode liegt zwar ein Überraschungsmoment vor, doch scheint die resultierende Kraft auf Orthese und Sprunggelenk wesentlich geringer zu sein, als bei einer realen Verletzungssituation erwartet wäre.

B. Laufbandversuche

Die Laufbandversuche sind dynamische Versuchsanordnungen, die zur Untersuchung der Reduzierung des Bewegungsausmaßes durch Orthesen innerhalb natürlicher Bewegungs-

grenzen geeignet sind. Ferner sind sie sehr hilfreich, um die Biomechanik des Gangs bzw. Laufens und die daraus entstehenden Stoßkräfte einzustudieren. Aufgrund fehlender maximaler Supinationsreize (wie z.B. bei Sprung- oder Kippplattformversuchen), sind die Ergebnisse solcher Studien nur indirekt mit der antisupinatorischen Wirksamkeit der Orthesen verbunden.

SCHEUFFELEN ET AL. [127] haben die funktionellen Eigenschaften von 7 Orthesen (Adimed Stabil II, Adipromed Stabil Super, Aircast, Mikros, Caligamed, Push) und dem Tapeverband bei Dauerlauf von 8 und 12 km/h auf dem Laufband untersucht. Aus den mit einem elektronischen Goniometer gemessenen Achillessehnenwinkelveränderungen wurde aufgezeigt, dass die Supination nicht völlig aufgehoben werden konnte. Die von SEGESSER [130] geforderte Limitierung der Dorsalextension und der Plantarflexion von 10-0-20° wurde von allen Orthesen erreicht. Gute Achillessehnenwinkelreduktionswerte nahe der Neutralstellung wiesen der Tapeverband, der Adimed Stabil II und die Pushbandage auf. Die Aircast- und die Caligamed-Orthese zeigten dagegen eine unerwartete Supinationstendenz auf. Aus den gleichzeitig abgeleiteten Oberflächenelektromyogrammen konnte kein wesentlicher Einfluss der Orthesen auf die neuromuskuläre Aktivität nachgewiesen werden.

NISHIKAWA ET AL. [103] haben mit Hilfe von Hautmarkern und einer Kraftmessplatte eine Ganganalyse durchgeführt, um den Einfluss von zwei Orthesen (Aircast, RocketSOC) und dem Tapeverband auf die Pronations-Supinations-Winkel des Rückfußes und den Verlauf des Druckschwerpunktes („COP“) zu bestimmen. Die Autoren haben unterschiedliche Auswirkungen der Orthesen auf die Biomechanik der Sprunggelenke festgestellt. Es konnte gezeigt werden, dass alle getesteten Stabilisierungshilfen den Supinationswinkel beim Fersenaufsetzen reduzierten. Nach Ansicht der Autoren bewirkten der Tapeverband und die RocketSOC-Bandage wegen eines weiter nach lateral versetzten Druckschwerpunktverlaufs ein signifikant größeres Pronationsmoment.

C. Landeversuche

Bei diesen Versuchsanordnungen landen Probanden mit oder ohne Supinationsschutz aus einer Plattform auf eine flache bzw. schräge Ebene. Ziel dieser Versuchsverfahren ist, einerseits die einwirkenden Stoßkräfte mit Hilfe von Kraftmessplatten zu messen, um hierdurch indirekt den Verlauf kinetischer Kräfte, die am Rückfuß wirken, zu beurteilen.

MCCAW UND CERULLO [80] verglichen die Effekte von Stabilisierungshilfen auf die Sprunggelenkskinematik bei weichen und starren Landungen. Die von den Probanden aus 0,59 m hoher Plattform ausgeführten Landungen wurden von einer Hochgeschwindigkeitskamera aufgenommen. Zur besseren Erfassung der einzelnen Bewegungselemente wurden reflektive Marker benutzt. Die Autoren konnten eine reduzierte Plantarflexion und

Dorsalextension beim Fußaufsetzen feststellen und daraus einen negativen Einfluss der getesteten Orthesen (Tapeverband, Swede-O, Aircast, Active Ankle) auf die Kinematik der Sprunggelenke bei einer Landung folgern.

RIEMANN ET AL. [115] haben den Tapeverband und die Aircast-Orthese hinsichtlich ihres Einflusses auf die bei weichen und starren Landungen auftretenden Stoßkräfte untersucht. Die vor und nach einem 20minütigen Training aus 0,59 m Höhe auf eine Kistlerplatte ausgeführten Landungen haben bei getragenen Orthesen eine Verkürzung der Zeitperiode bis zum Stoßkräftemaximum aufgezeigt.

MATUSSEK ET AL. [79] und BRÖCKER [14] haben eine plyometrische Versuchsanordnung entwickelt, bei der Probanden mit angelegten Orthesen auf einer schrägen Rampe aus 40 cm Höhe landeten. Der durch das angewandte Tiefsprungverfahren auf das rechte Sprunggelenk dynamisch induzierte Supinationsstress sollte die protektive Wirkung von Sprunggelenksorthesen überprüfen. Mit Hilfe von auf die untere Extremität aufgetragenen Markern wurde aus den Videoaufnahmen der Landungen der Winkel der Calcaneuslängsachse relativ zur Tibiaachse gemessen. Die Autoren haben eine signifikante Schutzwirkung von allen getesteten Orthesen festgestellt. Die starren Schienen (Caligamed, Dyna Ankle) unterstützten am effizientesten die Sprunggelenke, gefolgt von den halbstarren (Aircast, Antiv, mediMAC, Malleoloc) und den weichen Orthesenmodelle (Micros, RocketSOC, Tapeverband).

4.1.1.3 Andere Möglichkeiten

Bei einigen Studien sind Versuchsverfahren vorgestellt worden, die mit Hilfe von komplexeren Bewegungen, wie Seitsprünge und seitwärtige Abbremsbewegungen eine dynamische Supinationsbelastung der Sprunggelenke bezwecken.

So untersuchten SIMPSON ET AL. [136], inwieweit die Orthesen Aircast, Swede-O und Malleoloc eine Inversionsbewegung einschränken. Sie haben festgestellt, dass keine der getesteten Orthesen die Inversion vollständig verhindern kann. Zudem wurde gezeigt, dass die halbstarren Orthesen einen größeren Inversionsumfang erlaubten als die Situation ohne Schiene, was dadurch erklärt wurde, dass die Inversionsbewegung des Schuher größer als die Inversionsbewegung des Fußes sein könnte. CORDOVA ET AL. [19] haben bei ähnlich ausgeführten seitwärtigen Abbremsbewegungen („lateral shuffles“) zusätzlich die Bodenreaktionskräfte und die Aktivität der Unterschenkelmuskulatur gemessen. Es stellte sich heraus, dass die getesteten Orthesen (Aircast, Active-Ankle) keinen Einfluss auf die Stoßkräfte oder auf die Muskelaktivität hatten.

NIGG ET AL. [99] untersuchten in einer vergleichenden Studie die Zuverlässigkeit und Wertigkeit von statischen und dynamischen Bewegungstests. Es ergab sich ein nur sehr niedriger Korrelationskoeffizient zwischen den statischen Methoden (aktiver und passiver

Beweglichkeitsumfang gemessen mit einem Haltemessapparat) und den dynamischen Bewegungsmessungen („path of motion“ = POM), indem die Probanden Seitsprünge („side cuts“) nach links und rechts ausführten. Ihrer Ansicht nach deutete dies auf eine geringere Aussagekraft der statischen Messungen hin. Daher empfehlen die Autoren, dass zumindest eine Kombination von statischen und dynamischen Methoden angewandt werden sollte, um relevante Aussagen über die Funktionalität von Sprunggelenksorthesen zu erhalten.

Solche Kombinationen von statischen und dynamischen Untersuchungen sind ebenfalls von EILS ET AL. [29] angewandt. Einerseits wurde bei Probanden mit chronischer Sprunggelenksinstabilität mittels eines Halteapparats die passive Beweglichkeit in allen Bewegungsrichtungen gemessen, andererseits wurden sie forcierten Inversionsbewegungen auf einer Kippplattform ausgesetzt. Eine signifikante Reduktion der Inversionsbewegung durch alle 10 getesteten Orthesen (Caligamed, Aircast, AirGel, AirBrace, Ligacast, Mal-leoloc, Kalassy, Kalassy S, FibuloTape, DynaStab) konnte sowohl bei der statischen als auch bei der passiven Untersuchung gezeigt werden. Der Umfang der Inversionseinschränkung war jedoch niedriger beim dynamischen Test und das, trotz der hohen festgestellten Korrelation zwischen den Resultaten der passiv und der rapid induzierten Inversion. Daraus folgerten die Autoren, dass Empfehlungen für Orthesenanwendung keinesfalls nur auf deren passiven Stabilisierungseigenschaften basieren sollten.

VAES ET AL. [151] kombinierten die Untersuchung bei chronisch instabilen Probanden mit gehaltenen Röntgenaufnahmen in 40° Plantarflexion mit einer Kippplattformuntersuchung. Die Verletzungssimulation induzierte eine komplexe Bewegung von 50° Inversion, 40° Plantarflexion und 15° Innenrotation und wurde gleichzeitig röntgenkinematografisch dokumentiert. Es wurde gezeigt, dass die getestete Aircast-Orthese sowohl die Taluskip-pung als auch die Inversionsgeschwindigkeit reduzierte.

Zuletzt wurden verschiedene Orthesenuntersuchungen zur Analyse ihrer Auswirkung auf Propriozeption und sportspezifische Fähigkeiten durchgeführt. Diese Studien versuchen zu erklären, warum die positiven präventiven Effekte beim Einsatz von Orthesen im Sport nicht nur auf die Stabilisierungseigenschaften der Orthesen sondern auch auf eine Verbesserung der Propriozeption zurückzuführen sind. So überprüften JEROSCH ET AL. [55, 56] indirekt eine mögliche Beeinflussung von Orthesen (Aircast, Micros, Tapeverband) auf die propriozeptiven Fähigkeiten bei Probanden mit oder ohne funktionelle Sprunggelenksinstabilität. Aus den durchgeführten Winkelreproduktions- und Sprungtests (Einbein-Stand- und Einbein-Sprungparcour-Test) konnte gezeigt werden, dass die getesteten Orthesen Aircast und Micros - im Gegensatz zum Tapeverband - sowohl bei unverletzten, als auch bei verletzten Sprunggelenken eine Verbesserung der Propriozeptivität bewirkten.

FEUERBACH ET AL. [33] untersuchten ebenfalls den Einfluss der Aircast-Orthese auf

die Propriozeption der Sprunggelenke mit oder ohne lokale Bänderanästhesie. Die Fehlerquote beim verwendeten Winkelreproduktionstest war bei getragener Orthese signifikant kleiner, was zu der Schlussfolgerung führte, dass die Orthesen eine Verstärkung des afferenten Feedbacks aus kutanen Fuß- und Unterschenkelrezeptoren bewirken kann.

Eine Verbesserung der Propriozeption bei Probanden mit Instabilität durch die Anlage von Sprunggelenksorthesen konnten auch JEROSCH ET AL. [59] belegen. Zudem wurde aus den Resultaten der durchgeführten Sprungtests (Einbein-Sprungparcour- und Japan-Test) gezeigt, dass die getesteten Orthesen keinen negativen Einfluss auf die sportspezifischen Fähigkeiten haben. PIENKOVSKI ET AL. [109] kamen bei unterschiedlichen Lauf- und Sprungversuchen zum selben Ergebnis, nämlich, dass alle getesteten Orthesen (Aircast, Kallassy, Swede-O) keinen negativen Einfluss auf die Testergebnisse - im Vergleich zur Kontrollgruppe ohne Supinationsschutz - aufwiesen.

JEROSCH ET AL. [60] wiesen in einer langfristigen Untersuchung nach, dass das prophylaktische Tragen einer Stabilisierungshilfe (Malleoloc-Orthese) bei sportlichen Belastungen keine negativen Beeinflussungen hervorbringt. Die Orthese wurde von der Testgruppe für vier Monate bei allen sportlichen Betätigungen getragen. Nach dem Beobachtungszeitraum konnte anhand eines Sprungtests mit schnellen Richtungswechseln und Bewegungsabläufen sogar eine Verbesserung der sportspezifischen Fähigkeiten bei der Testgruppe festgestellt werden. Die erzielten Scores waren besser als die der Kontrollgruppe, welche keine Orthese trug.

Es zeigt sich also, dass Orthesen nicht nur eine rein mechanisch stabilisierende Wirkung aufweisen, sondern auch über eine Verbesserung der Propriozeption zu einer früheren dynamischen Stabilisierung der Sprunggelenke und damit zu einer Verringerung des Verletzungsrisikos beitragen können. Dieser Effekt fällt bei instabilen Sprunggelenken, welche oftmals ein Defizit an propriozeptiven Fähigkeiten aufweisen, größer aus als bei unverletzten.

4.1.2 Verwendetes Versuchsverfahren

Im Folgenden sollen Vor- und Nachteile des Versuchsaufbaus, der für die hier vorgestellte Studie verwendet wurde, diskutiert werden.

4.1.2.1 Sprungsituation

Das für die Studie verwendete Tiefsprungverfahren wurde erstmals von MATUSSEK ET AL. [79] und BRÖCKER [14] vorgestellt. Durch Tiefsprünge auf eine schiefe Ebene sollte möglichst wirklichkeitstreu der typische Verletzungsmechanismus des lateralen Kapsel-Bandapparates simuliert werden [14, 79]. Um ein Verletzungsrisiko der Probanden zu minimieren, wurde ein Neigungswinkel der Rampe von 20° gewählt. Höhere Neigungswinkel

(30° und 40°) hätten sich als verletzungsträchtiger erwiesen. Außerdem hätte eine stärkere Neigung eine deutlich unsichere Landung mit nachfolgenden Ausgleichsbewegungen provozieren können. Die mit solchen Ausgleichsbewegungen kombinierte stärkere Muskelvorspannung hätte weiter zu fehlerhaften Messungen führen können. Bei Versuchen mit Kippplattformen sind zwar größere Neigungswinkel beschrieben worden, aber der zu supinierende Fuß wird durch seitlich angebrachte Schienen abgestützt und somit kann kein Sturz aus der Bewegung heraus resultieren. Im Gegensatz zu solchen Verfahren ist das verwendete Tiefsprungverfahren durch den Sprung ohne visuelle Kontrolle nach hinten und abwärts auf die schräge Rampe als realitätsnäherer Belastungstest anzusehen.

Um eine antizipatorische Vorspannung der peronealen Muskulatur im Sinne eines Gewöhnungseffektes auszuschalten, sollte beim Rückwärtsspringen ein möglicher Blickkontakt zur Landeebene vermieden werden. Inwieweit diese Anforderung vonseiten der Probanden ohnehin eingehalten wurde, und welchen Einfluss die fehlende oder präsente optische Kontrolle auf die Messungen hatte, konnte aufgrund fehlender technischer Gegebenheiten (z.B. Oberflächenelektromyogrammen) nicht überprüft werden. Auf Literaturerkenntnissen basierend ist von unserer Seite auf eine vollständige Sperrung der visuellen Kontrolle (z.B. die Augen verbinden) verzichtet worden: zum einen, weil die vertikalen Komponenten der Bodenreaktionskräfte bei Landungen ohne Sicht signifikant größer sind, was das Verletzungsrisiko erhöhen würde, und zum anderen, weil ohne Sicht die EMG-Aktivität früher beginnt, länger dauert und von größerer Amplitude ist [116, 121], was zur Kompensation des induzierten Inversionsstresses führen würde.

Da die Schuhsohleneigenschaften die Druckmessungen unter dem Fuß deutlich beeinflussen konnten, trugen alle Probanden das gleiche Sportschuhmodell. Um die Hebelwirkung der Schuhsohlen auf den supinierten Fuß [139, 142] möglichst gering zu halten, wurden Joggingschuhe mit weicher Sohle und dünner nicht vorgeformter Einlegesohle verwendet.

Um mögliche, durch Fußaußenrotation bedingte Verfälschungen in den Messdaten zu minimieren, waren die Probanden aufgefordert, mit paralleler Fußstellung auf der Rampe zu landen. Zwar ist in dieser Weise die bei einer typischen Supinationsverletzung vorhandene Plantarflexionskomponente größtenteils ausgeschlossen, aber Plantarflexion unter den gegebenen Testbedingungen (die Rampe war nur seitlich geneigt) hätte zu Fußaußenrotation geführt, was, anders als beabsichtigt, in einer vermehrten Fußpronation resultieren würde [3]. Folglich wurden mit Hilfe der Videoaufnahmen nur solche Sprünge in die Auswertung mit einbezogen, bei denen die Probanden es geschafft hatten, entsprechend der Vorgabe zu landen. Zusammenfassend wird die Forderung nach Dynamik durch das verwendete Tiefsprungverfahren erfüllt. Es handelt sich um eine realitätsnahe Imitation einer typischen Verletzungssituation, bei der alle zur aktiven Stabilisierung beitragenden Para-

meter und Mechanismen vorhanden sind: die axiale Belastung durch das Körpergewicht, die Muskelaktivität und die Fuß-Boden-Interaktion [16, 73, 81, 145].

Bei der Verwendung einer Kippplattform soll ebenfalls durch das Körpergewicht des Probanden und die Auslösung des Klappmechanismus der zu untersuchende Fuß belastet werden. Da aber der andere Fuß auf der Plattform gehalten wird, bleibt fraglich, ob bei Auslösung des Klappmechanismus der Körperschwerpunkt zu dieser sicheren Seite hin und nicht auf die zu belastende Seite verlagert werden kann. Bei unserer Studie kam es nicht zu einem solchen Fall, denn der Proband stand unmittelbar vor dem Supinationsereignis nicht auf einer Plattform, sondern landete nach der Flugphase eines Sprungs. Der nach unten gerichtete Impuls führt zur Belastung des rechten Fußes, bevor die Muskulatur der linken unteren Extremität zur Kompensierung des Ungleichgewichts voll eingesetzt wird. Bei den Kippplattformuntersuchungen liegt zwar ein Überraschungsmoment vor, doch scheint die resultierende Kraft auf Orthese und Sprunggelenk durch ein fehlendes zusätzliches sprungbedingtes Bewegungsmoment wesentlich geringer. Andererseits ist die Landebewegung in ihrem Umfang und Richtung weniger kontrolliert, was den Nachteil einer größeren Zahl von ungültigen Messungen hat. Bei anderen Studien, die ebenfalls ein Tiefsprungverfahren verwendeten, handelt es sich hauptsächlich um Landungen auf eine Flachebene, wobei kein Supinationsstress induziert wurde und entweder die Einschränkung der Plantarflexion-Dorsalextension [80] oder die vertikalen Stoßkräfte bei getragenen Orthesen untersucht wurden [115]. Landungen auf eine schiefe Ebene wurden von SELF ET AL. [132] mit Leichenpräparaten ohne Supinationsschutz zur Messung der Spannung an den lateralen Sprunggelenksbändern bei der abgeleiteten Supination verwendet. STACOFF ET AL. [139] haben ein ähnliches Tiefsprungverfahren auf eine schräge Rampe verwendet, um den Einfluss von Schuhsohlen verschiedener Härte auf die Rückfußinversion zu bestimmen.

Eine Muskelvorspannung während der Landung konnte im vorgestellten Versuchsvorgehen nicht ausgeschlossen und wegen fehlender technischer Gegebenheiten nicht gemessen werden. Es wäre auch unrealistisch zu erwarten, dass zum Zeitpunkt der Fußlandung nach einer aktiven Sprungbewegung keine Muskelaktivität schon vorhanden ist. Eine solche Aktivität nach dem Fallbeginn und vor dem Bodenkontakt stellt nach MELVILL JONES UND WATT [85] eine von den Otolithenorganen hervorgerufene reflexartige Reaktion auf die Gravitationsbeschleunigung dar. Lediglich die Aufforderung an die Probanden, mit parallel zu einander gestellten Füßen zu landen, hätte zumindest die Fußadduktoren aktiviert. Demzufolge war eine wichtige Aufgabe bei der Auswertung der Landungen, die Messungen auszuwählen, bei denen keine Anzeichen einer eindeutig überlegenen Pronatorenaktivität vorlag.

4.1.2.2 *Druckmesssystem*

Verschiedene Methoden sind zur Quantifizierung der Fußkinematik bzw. -kinetik in der Literatur beschrieben worden. Diese Methoden umfassen einfache Beobachtungen mittels Videoaufnahmen, elektronische Goniometer bis zu Druckmesssystemen und dreidimensionalen Bewegungsalanysesystemen von hochmoderner Technik.

Die Bewegungsanalysesysteme sind komplizierte Systeme, die zur Erfassung der Bewegungen der verschiedenen Körpersegmente reflektive Marker benutzen. Typischerweise werden solche Marker auf der unteren Extremität (Haut oder Knochen) und den Schuhen befestigt und dienen zur Definition der Körpersegmentenpositionierung. Aus den Videoaufnahmen der zu untersuchenden Aktivität werden die Marker extrahiert, skaliert und ausgefiltert. Mit der Anwendung von Körpersegmentenmodellen werden schließlich die Bewegungen der einzelnen Fußsegmenten und verschiedene Parameter kalkuliert [5].

Während einer dynamischen Belastung, wie Laufen oder Springen, kann es jedoch wegen der Verschiebbarkeit der Haut und des Muskelgewebes über dem Knochen [97] zu einer beträchtlichen Bewegung der Hautmarker bzw. Goniometer kommen. Ein großer systematischer Fehler kann als Folge dieser relativen Bewegung hervortreten [97, 113]. Aufgrund dieses Hautverschiebbarkeitsartefakts wurden Forscher motiviert, die Skelettbewegungen mit Hilfe von Knochenpins direkt in-vivo zu messen [113, 141], obwohl solche direkte Messprozeduren typischerweise hoch invasiv sind. Dennoch sind solche Knochenmarker ebenfalls nicht ausreichend, um die tatsächlichen tibio calcanealen Bewegungen exakt zu erfassen. Auf den Schuhen oder Orthesen befestigte Marker sind genauso problematisch. Da der Schuh - besonders bei Seitwärtsbewegungen - eine größere Beweglichkeit als der Fuß aufweist [136], sind die Schuhmarker lediglich zur Messung der Schuhbewegungen nützlich [113].

Eine weitere Möglichkeit zur Auswertung von dynamischen Vorgängen sind die Kraft- und Druckmesssysteme. Solche elektronische Messsysteme sind sehr schnell und können daher dynamische Vorgänge beim Abrollen des Fußes erfassen. Kraftmessplatten messen die Bodenreaktionskräfte bei Barfußuntersuchungen und unter Darstellung von vereinzelt Schritten. Die Amplitude und die Verteilung der auf die Fußsohle einwirkenden Bodenreaktionskräfte können den strukturellen bzw. funktionellen Status des Fußes widerspiegeln [43]. Druckmesssysteme kommen entweder als Druckmessplatten oder als Druckmesssohlen vor. Druckmessplatten erfassen die Druckverteilung unter der Fußsohle bei Barfußuntersuchungen. Druck- und Kraftmessplatten sind nicht beweglich und ermöglichen nur Messungen standardisierter Bewegungen unter Laborbedingungen [124]. Druckmesssohlen nehmen nicht nur ein Druckverteilungsbild mit den maximalen Druckwerten auf, sondern eine ganze „Druck-Filmsequenz“ des gesamten Abrollvorgangs [86]. Die Messsohlen messen keine Kräfte, sondern die Druckverteilung unter der Fußsohle. Druck-

angaben reflektieren eine komplexe Interaktion zwischen verschiedenen Faktoren, wie die Bodenreaktionskräfte und lokale Skelettkomponenten- bzw. Weichteilcharakteristika der Sohle und des Fußes [156]. Folglich kann die Amplitude der auf diskrete Fußstrukturen einwirkenden Kräfte durch plantare Druckmessungen nur indirekt beurteilt werden. Dennoch ist eine dynamische Analyse des Gangs oder komplexerer Bewegungen, wie Laufen oder Springen, mit Schuhen oder Orthesen ermöglicht [45, 124]. Ferner können mit Hilfe des Verlaufs des Druckschwerpunktes die verschiedenen Bewegungsmuster und das subjektive Gleichgewichtsgefühl geprüft werden. Aufgrund dieser Eigenschaften finden Druckmesssysteme in den letzten Jahren immer häufigere Verwendung in verschiedenen Bereichen, wie z.B. zur Messung der Druckbelastung bei Diabetiker und entsprechenden Schuhmodifikationen [26], zur Erfassung der Fußbelastung während komplexerer dynamischer Vorgänge (Laufen, Inline-Skating, Fußball [30, 32]) oder zur Beurteilung des funktionellen Status nach Operationen am oberen Sprunggelenk [8, 129] bzw. bei Klumpfußpatienten [52, 72, 147].

Basierend auf der Annahme, dass Variationen der Fußbewegungen auf die verschiedenen dynamischen Druckverteilungsmuster reflektiert werden [32, 43, 86, 91], wurden die Druckmesssohlen als das geeignete Messsystem für die hier vorgestellte Studie ausgewählt. Die gesamte Bodenreaktionskraft, gemessen in Newton (N), verteilt sich über die Kontaktfläche der Fuß- bzw. Schuhsohle zum Boden, gemessen in cm^2 . Der Wert der vertikalen Kraftkomponente pro Flächenelement wird als Druck bezeichnet und in N/cm^2 angegeben. Bei der Auswertung einer elektronischen Druckverteilungsmessung werden zumeist die Druckmaxima der einzelnen Sensoren, der Verlauf der Ganglinie und gelegentlich die zeitliche Veränderung des mittleren Drucks betrachtet. Überdies liegen die Daten der elektronischen Messsysteme als Zahlentabellen vor, mit denen weitere beliebige Rechenoperationen vorgenommen werden können. Es besteht also die Möglichkeit, die Daten noch zielgerichteter zu analysieren. Nicht zuletzt erfolgt mit Hilfe von 2D- bzw. 3D-Darstellungen eine Visualisierung der Messergebnisse.

Um akkurate und präzise Messungen zu erhalten, sollten die Druckmesssohlen zu dem verwendeten Schuh in entsprechender Größe stehen, relativ zu den aufliegenden knöchernen Strukturen ganz genau positioniert werden und ihre Position nicht verlieren [45, 111]. Dehnung, Repositionierung, Erwärmung oder Zerknitterung der Messsohlen kann den Datenstrom beeinträchtigen und zu fehlerhaften Messungen führen [111]. Um solche Interferenzen zu vermeiden, wurden die Messsohlen in unserem Verfahren auf einer dünnen Schuhsohle befestigt und mittels einer zweiten engen Socke unter dem Fuß gesichert und eventuell im Knöchel- oder Unterschenkelbereich mit Schaumstoff abgepolstert, um die Wahrscheinlichkeit einer Beschädigung durch die verschiedenen Orthesen zu minimieren. Druckmesssohle, Orthese und Sportschuh waren von entsprechender Größe.

Für die Korrektheit der erhaltenen Messungen ist die rechtzeitige Kalibrierung bzw. Erneuerung der Messsohlen gemäß den Herstellerangaben ebenfalls sehr wichtig. Es ist jedoch schwer zu definieren, wie oft die Messsohlen gewechselt werden sollten, da ihre Haltbarkeit von Faktoren wie z.B. der Dauer des experimentellen Gebrauchs, der Amplitude und der Dauer des applizierten Drucks bestimmt wird [51]. Um die Wahrscheinlichkeit solcher Fehlmessungen zu minimieren, wurden die Messsohlen in unserem Versuchsverfahren unmittelbar nach Anzeichen einer fehlerhaften Funktion ersetzt und die Sprungsequenz wieder aufgenommen. Die fehlerhaften Messungen in unserer Studie betragen 10,84% aller Sprünge. Die Fehlerquote bei der Evaluierung von HSIAO ET AL. [51] eines ähnlichen Druckmesssystems (F-Scan-System) mit Applikation von vergleichbarem Druck zu der Kalibrierung lag zwischen 1,3 und 5,8%. Der erhöhte Anteil von Fehlmessungen in unserer Arbeit ist auf die Tatsache zurückzuführen, dass die Drucksohlen – anders als im Falle einer üblichen Ganganalyse – einer viel größeren Belastung bei den Landungen ausgesetzt wurden.

Dennoch hat die bisherige Erfahrung mit Druckmesssohlen gezeigt, dass sie die Druckverteilung unter dem Fuß akkurat messen und darstellen können [111]. Die Erfassung der Druckverteilungsveränderungen bei Probanden mit getragenen Schuhen und Orthesen, wie bei dem verwendeten Tiefsprungverfahren, war ein weiterer, sehr wichtiger Vorteil für unsere Studie. Zum Schluss ermöglichten die in den Orthesen und in unmittelbarem Kontakt zum Fuß getragenen Messsohlen direkte Druckverteilungsmessungen, die von den teilweise harten und unterschiedlich geformten Orthesen und der größeren Beweglichkeit der Sportschuhe wenig beeinflusst wurden [136].

4.1.2.3 Ausgewählte Parameter

Wie schon erwähnt, untersuchen die klassischen Parameter der Druckverteilung mit dem statischen Bild der Druckmaxima die Belastungsspitzen der Fußsohle und die Statik des Fußskeletts, während der Zeitverlauf von Maximaldruck und des Druckschwerpunktsverlaufs bzw. der Ganglinie den Abrollvorgang beschreiben und damit stärker auf die Funktion der Sprunggelenke bezogen sind [86]. Dementsprechend wurden alle aufgenommenen Sprünge jedes Probanden einzeln dargestellt und ausgewertet.

Ein Vergleich der Bilder einer Landesequenz lässt erkennen, dass die Druckbelastungen an der Ferse und im Vorfußbereich gänzlich unterschiedliche Zeichencharakteristiken haben: heftiger, impaktartiger Druckanstieg an der Ferse, weniger stoßartige, dafür kontrollierte aber länger anhaltende Belastung am Vorfuß. Die Ferse ist ohnehin als die hauptlasttragende Fußstruktur identifiziert worden, indem sie vierfach mehr als die anderen Fußstrukturen belastet wird [156]. Bei einer Landung kann die Belastung der Ferse, je nach Fußlandestrategie, das 4- bis 6fache des Körpergewichts erreichen [27, 152]. Dement-

sprechend erfolgte die maximale Fußbelastung bei allen Sprüngen synchron zu der maximalen Fersenbelastung. Der Vorfuß weist dagegen eine größere Belastungsvariabilität auf, wegen seiner aktiven Beteiligung bei der Anpassung an die Landungsfläche und der Regulierung der daraus entstehenden Stoßkräfte [156].

Aufgrund der sehr hohen Belastung der Ferse im Vergleich zu den anderen Fußstrukturen und der hohen Variabilität der Vorfußbelastung wurde die Beurteilung der Fußlandungen auf die Druckverteilung unter der Ferse fokussiert. Zu diesem Zweck wurden die Druckangaben aus dem zentralen Fersenbereich der Drucksohlen in weitere Berechnungen einbezogen. Die zentralen drei aus den insgesamt fünf zum Fersenbereich zugeteilten Sensorenreihen waren beinahe in allen Fällen voll belastet, unbeeinflusst von der während des Verfahrens nicht auszuschließenden geringfügigen Migration der Messsohle. Aus den Angaben der insgesamt zwölf Sensoren wurden zunächst, wie im Abschnitt 2.3.4 erklärt wird, der Fersendruck (D_F) und die Fersenratio (R_F) gebildet.

Wie vorher erläutert, erlauben die Druckmesssohlen keine direkte Messung der einwirkenden Bodenreaktionskräfte, sondern ermitteln die Druckverteilung unter der Fußsohle. Demzufolge war keine Relativierung auf das Körpergewicht möglich. Der kalkulierte Fersendruck (D_F) konnte also nicht als Vergleichsparameter angewendet oder anderen Studienergebnissen gegenübergestellt werden. Lediglich die Zeitgeschichte des Fersendrucks während der Landungen in Kombination mit dem Verlauf des Druckschwerpunktes und der Fersenratiozeitgrafik wurde zur Auswertung der Sprünge gebraucht.

Aus der Zeitgeschichte des Fersendrucks konnte ebenfalls die Zeitdauer bis zum Fersendruckmaximum (t_{max}) ermittelt werden. Der Zeitparameter, in Millisekunden (msec) gemessen, ist unabhängig von probandenbezogenen Parametern und wurde angewendet, um indirekte Rückschlüsse auf die Muskelaktivität während der Landung zu ziehen. Ein verlängerter Druckanstieg deutet auf ein durch Muskelspannung kontrollierteres Herabsetzen der Ferse hin und bewirkt eine morphologische Veränderung der typischen Druckzeitgrafik (s. Abschnitt 3.2.3).

Um vergleichbare Zahlenwerte aus den Messungen zu erhalten, ist die Fersenratio (R_F) als Quotient der Summe der Druckwerte der medialen Sensoren zu der Summe der Druckwerte der lateralen Sensoren berechnet (s. Abschn. 2.3.4). Zur Einteilung der Sensoren des zentralen Fersenbereichs in medialer und lateraler Gruppe nutzte die mittlere Längsachse der Ferse. Wie in Vorversuchen dargestellt wurde, ergeben höhere mediale Druckwerte im Fersenbereich eine höhere Ratio und deuten auf eine vermehrte Fersenabduktion und indirekt auf eine vermehrte Eversion hin. Umgekehrt führen hohe laterale Werte im Fersenbereich zu einer kleineren Ratio und deuten auf eine vermehrte Fersenadduktion und indirekt auf eine vermehrte Inversion hin. In ähnlicher Weise wurde in verschiedenen Studien festgestellt, dass erhöhte laterale Belastung beim Gang durch Rückfußinversion

[7, 45] bzw. höhere mediale Belastung beim Gang durch vermehrte Eversion [8, 52, 129] zu erklären ist. Eine realitätstreuere Einteilung der Fersensensoren wäre durch die Projektion der schrägen HENKESchen Achse auf die Horizontalebene als Supinations-Pronations-Achse (s. Abschn. 1.2.5, Abb. 1.3). Aus den ersten Auswertungsversuchen wurde jedoch festgestellt, dass eine solche Einteilung einerseits problematischer wäre, weil einige Sensorenangaben wegen des schrägen Achsenverlaufs ausfallen sollten, und andererseits keine Unterschiede bei den berechneten Ratiowerten erbrachte.

Die Zeitgeschichten der Fersenratio und des Fersendrucks wurden für jeden Sprung zur Auswahl des Fersenratiowerts zum Zeitpunkt der maximalen Fersendruckbelastung benutzt (s. Abb. 2.19). Der ausgewählte Fersenratiowert wurde als maßgebend der Fersenstellung während des mit der Landung provozierten maximalen Inversionsstresses gedacht und hat weiter zur Überprüfung der Wirksamkeit der Orthesen gedient. Da Fersenratiowerte 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.

4.2 DISKUSSION DER ERGEBNISSE

4.2.1 Biomechanische Merkmale und Auswahl der Sprünge

Die Analyse der biomechanischen Merkmale der Landungen (Fußlandestrategien, Fersenratiokurven, Zeit zum Fersendruckmaximum) hatte zum Ziel, einerseits Einsicht in die Landungsbiomechanik zu gewinnen und andererseits die zur statistischen Auswertung geeigneten Sprünge auszuwählen.

Mit Ausnahme von fehlerhaften Messungen wurden insgesamt 1374 gültige Sprünge weiter analysiert. Gemäß dem dynamischen Prinzip der Studie, nach dem eine möglichst realitätsnahe Supinationsverletzungssimulation die Wirksamkeit der getesteten Orthesen überprüfen sollte, wurden zur weiteren statistischen Bearbeitung nur Sprünge einbezogen, die eine volle Fuß- bzw. Fersenbelastung und keine Anzeichen einer starken Voraktivierung der Peronealmuskulatur aufwiesen.

Zur Beurteilung der Landestrategie und der Fuß- bzw. Fersenbelastung wurde der Verlauf des Druckschwerpunktes (*DSP-Dynamik-Zeitgrafik*) während der Landungen gesichtet. Die beobachteten Fußlandestrategien (s. Abschn. 3.2.2) stimmten mit den Erkenntnissen von DUFEK UND BATES [28] und VALIANT UND CAVANAGH [152] überein. Die signifikant längere Dauer des Fersendruckanstiegs bei den Vorfuß-Ferse-Landungen (Tab. 3.3 und B.6) steht ebenfalls in Einklang mit den Feststellungen von KOVACS ET AL. [67].

Was die Landebewegung hinsichtlich der Eversion bzw. Inversion betrifft, fiel die Tatsa-

che auf, dass der gleiche Proband innerhalb einer Sequenzaufnahme von Sprüngen mit der gleichen Schiene manchmal die Fußsohlenaußenseite belastend und manchmal die Fußsohleninnenseite belastend landete. Folglich wurde angenommen, dass die Ungleichmäßigkeit der Daten aus den Fußlandungen nicht auf orthesenabhängigen Verschiedenheiten, sondern auf Unterschiede in der Muskelaktivität zurückzuführen ist. Wegen erhöhter und erwarteter Unfallgefahr wurde auf ein Oberflächenelektromyogramm verzichtet, deshalb konnte die Aktivität der Peronealmuskulatur nicht direkt gemessen werden. Demzufolge wurde nach anderen indirekten Zeichen einer verstärkten Peronealaktivität gesucht, da die Wirksamkeit der Orthesen nur bei Sprüngen mit Merkmalen eines möglichst geringen dynamischen Supinationsschutzes (gleichbedeutend mit niedriger Vorspannung der Peronealmuskulatur und/oder Plantarflexoren) ausgewertet werden sollte.

Die Zeit zum Fersendruckmaximum (t_{max}) ist ein Zeichen der Muskelaktivität, denn sie weist darauf hin, wie kontrolliert die Ferse herabgesetzt wird. Eine kontrollierte Landung der Ferse dauert länger und ist eindeutiger Beweis einer voreingesetzten Muskelaktivität (hauptsächlich der Plantarflexoren). Ohne konkrete EMG-Messung kann nicht genau festgestellt werden, inwiefern diese Muskelvoraktivierung die Mm. peronei mit einbezieht, aber sie verleiht zumindest einen genügenden Zeitraum zum Einsatz der Peronealmuskulatur. Eine solche, üblicherweise beim Hinuntergehen einer Treppe oder bei der Landung nach einem Sprung beobachtete Präaktivierung [4, 41, 85], bezweckt die rechtzeitige Entwicklung eines ausreichenden Eversionsmoments zur Vorbeugung einer möglichen Verletzung innerhalb der ersten Phase einer Landung [4, 39, 122].

Da die Ferse ohnehin die hauptlasttragende Fußstruktur ist [156], erfolgte die maximale Fußbelastung bei allen Sprüngen synchron zu der maximalen Fersenbelastung. Dennoch überdauerte bei einem großen Anteil der Sprünge (Vorfuß-Ferse- und Flachfußlandungen) der Druckanstieg der Fußsohle um ca. 50 msec den Fersendruckanstieg. Wegen der nicht sehr hohen Abtastfrequenz des Druckmesssystems (60 Hz) konnte die Druckmessung nicht kontinuierlich, sondern nur alle 16,66 msec erfolgen. Folglich war es nicht möglich, zeitliche Differenzen von weniger als 16,66 msec zu erfassen. Der schnellste Fersendruckanstieg dauerte ca. 50 msec. Mehrheitlich (bei 83,17% aller gültigen Landungen mit voller Fußbelastung) wurde das Fersendruckmaximum zu den Zeitpunkten „49,99 msec“ und „66,64“ msec gemessen. In einem kleineren Anteil (16,83% aller gültigen Landungen mit voller Fußbelastung) erreichte der Fersendruck frühestens zum nächsten gemessenen Zeitpunkt („83,30 msec“) ihren Maximalwert. Bei gegebener Überdauer des gesamten Fußdruckanstiegs um 50 msec, erreicht die gesamte Fußbelastung bei Landungen mit einer Fersendruckanstiegsdauer (t_{max}) von länger als 80 msec ihren maximalen Wert frühestens in 130 msec. Da ein effektiver Einsatz des dynamischen Schutzmechanismus (Pronatoren) frühestens um 120 msec zu erwarten ist [38, 66], sind schließlich für die weitere stati-

stische Auswertung nur Landungen mit $t_{max} \leq 70$ msec (genauer gemessen 66,64 msec) berücksichtigt worden.

Die Fersenratiokurven vom Typ B (s. Abschn. 3.2.4) wurden ebenfalls als Anzeichen eines erhöhten Muskeleinsatzes betrachtet. In diesem Fall landet der Proband in einer relativ evertierteren Position (Belastung auf die mediale Sohlenseite), was auf eine bessere bzw. effizientere Kontrolle der induzierten Inversionsbewegung hindeutet. Zudem bezeichnet die signifikante Korrelation zwischen Landungen vom Typ B und der Verzögerung beim Fersendruckanstieg (Tab. 3.1, B.4) einen weiteren Zusammenhang der Sprünge vom Typ B mit einer erhöhten Muskelaktivität.

Auffallend sind die sehr großen Streuungsmaße der berechneten Fersenratiowerte zum Zeitpunkt des Druckmaximums bei den Landungen vom Typ B. Die Sprünge vom Typ A weisen dagegen eine sehr niedrige Varianz bzw. Standardabweichung der Fersenratiowerte auf (Tab. B.7). Die großen Streuungsmaße der Fersenratiowerte bei den Sprüngen vom Typ B wurden als ein weiteres Anzeichen einer unterschiedlich präaktivierten Muskulatur gewertet. Außerdem wäre es ein Fehler gewesen, solche stark von einander abweichende Messungen (hohe intraindividuelle Varianz) in die statistische Gegenüberstellung mit einzubeziehen.

Ein Zusammenhang zwischen den Fußlandestrategien (Vorfuß-Ferse-Landung bzw. Flach- und Fersenlandung) und der Fersenratiokurventypen konnte nicht bewiesen werden (Tab. 3.2, B.5). Auf der anderen Seite zeigte sich, dass die Sprünge vom Typ B signifikant häufiger bei den Frauen vorkamen (Tab. B.9). Wie schon erwähnt (s. Abschn. 1.3.5.3), sind die von den Frauen ausgewählten Landestrategien starrer [22], quadrizepsdominant [46, 71] und mit größerem Einsatz der Plantarflexoren kombiniert [22], was mit der Hypothese der verstärkten Muskelaktivität bei den Sprüngen vom Typ B im Einklang stünde.

Es stellte sich zuletzt die Frage, ob die Verteilung beider Fersenratiokurventypen mit bestimmten Orthesenmodelle korreliert ist. Der *Binomial-Test* hat bis auf die *Malleoloc*-Schiene und die Situation ohne Schutz keine solchen Abhängigkeiten beweisen können (Tab. B.8). Dass die Fersenratiokurven vom Typ A nicht so häufig bei getragenen Orthesen wie bei den Sprüngen ohne Supinationsschutz auftreten, könnte durch die propriozeptive Wirkung der Orthesen erklärt werden, die eine verstärkte Muskelaktivität bewirkt [20, 57, 133]. Die hoch signifikante Korrelation der *Malleoloc*-Schiene mit den Sprüngen vom Typ B ist vielleicht mit dem vom Hersteller beschriebenen „Mahneffekt“ (Stimulation der Propriozeption) zu erklären, der bei der Plantarflexion eine muskuläre Gegenregulation provozieren soll [68].

Als Konsequenz der bisher geschilderten Analyse der biomechanischen Merkmale der Landungen wurden nur Sprünge mit voller Fußbelastung und Fersenratiokurven vom Typ A, bei denen die maximale Fersenbelastung innerhalb von 70 msec erfolgte, weiter stati-

stisch ausgewertet. Somit sind schließlich nur 453 Sprünge (32,97% aller gültigen Sprünge bzw. 29,39% aller aufgenommenen Sprünge) zur Orthesenprüfung benutzt worden.

4.2.2 Orthesenprüfung

4.2.2.1 Orthesengruppenbildung

Die untersuchten Orthesen wurden aufgrund ihrer biomechanischen Konstruktions- bzw. Funktionsprinzipien in verschiedenen Gruppen eingeteilt (Tab. A.2). Die in der Literatur übliche Einordnung in weichen, halbstarren und starren Orthesen wurde grundsätzlich beibehalten. Nach dieser Einteilung wären die Gruppen A (*Micros*, *RocketSOC*, *Tapeverband*) und D (*Caligamed*, *Dyna Ankle*) als die Gruppen der weichen bzw. starren Schienen bezeichnet. Die Unterschiede sind vorwiegend materialbezogen: Die weichen Orthesen *Micros* und *RocketSOC* sind gänzlich aus festem Stoff bearbeitet und ihre antisupinatorische Wirkung wird über Zuggurtungen erreicht. Den weichen Orthesen wurde auch der *Tapeverband* zugeteilt, der ebenfalls über Zuggurtungen einen Supinationsstress verhindert. Die starren Orthesen *Caligamed* und *Dyna Ankle* sind dagegen feste Kunststoffschalen, die die Ferse umgreifen und die Plantarflexion bzw. Dorsalextension weitgehend verhindern. Die Gruppen B, C und die *Malleoloc*-Orthese sind als halbstarre Orthesen zu bezeichnen. Die Orthesen der Gruppe B (*Aircast*, *mediMAC*) sowie der Gruppe C (*Antiv*, *OHH*) sind aus zwei seitlichen Halbschalen aus Kunststoff konstruiert, die einer Inversionsbewegung entgegenwirken sollen. Die Schienen der Gruppe C weisen eine zusätzliche Fersenschale auf, die durch Scharniergelenke unterhalb des oberen Sprunggelenks an den Schalen befestigt wird. Alle Orthesen der Gruppen B und C lassen eine Plantarflexion bzw. Dorsalextension weitgehend zu. Die *Malleoloc*-Schiene als U-förmige durch Kreuzzügelung befestigte Halbschale, weist keine Ähnlichkeit zu den Orthesen der Gruppen B und C auf, obwohl sie bezüglich ihrer Materialeigenschaften als halbstarre bezeichnet wird.

Die Einteilung in Gruppen widerspiegelt verschiedene Stabilisierungskonzepte. Die weichen Schienen der Gruppe A (*Micros*, *RocketSOC* und *Tapeverband*) stellen Stabilisierungsversuche, eine Supinations-Adduktions-Bewegung durch Zuggurtungen zu erreichen, dar. Die halbstarren Schienen der Gruppen B (*Aircast*, *mediMAC*) und C (*Antiv*, *OHH*) sind eher auf die Verhinderung einer Rückfußinversion fokussiert. Die Orthesen der Gruppe C versuchen mit Hilfe der Fersenschale, zusätzliche Fersenbewegungen teilweise zu reduzieren. Die starren Schienen (*Dyna Ankle* und *Caligamed*) schränken im Gegensatz dazu Plantarflexion bzw. Dorsalextension ein, um – besonders im Falle der *Caligamed*-Orthese – den Sprunggelenk-Fuß-Komplex steifer zu machen. Zum Schluss bezweckt die *Malleoloc*-Schiene nicht nur die Einschränkung der Rückfußinversion, sondern einen durch den vor dem Außenknöchel liegenden Schienenteil hervorgerufenen „Mahneffekt“, der bei

der Plantarflexion eine muskuläre Gegenregulation provozieren soll [68].

Dementsprechend wurde mit der Einteilung der getesteten Orthesen in Gruppen die Gegenüberstellung der unterschiedlichen Stabilisierungskonzepte beabsichtigt, was von größerem Interesse ist als der Vergleich der verschiedenen Orthesenmodelle zueinander. Ferner hätte – aus statistischen Gründen – die große Zahl ($m = 45$) aller möglichen gepaarten Vergleiche aller Orthesen zueinander die α -Fehlerwahrscheinlichkeit erhöht und das Signifikanzniveau demzufolge sehr niedrig gehalten ($\alpha' = 0,0011$ anstatt von 0,05) (s. Abschn. 2.5.2). Da unsere Stichprobenanzahl pro Testperson und Orthese (5 Sprünge/ Testperson/Orthese) nicht als sehr groß bezeichnet werden kann, wären Differenzen zu einem solchen Signifikanzniveau kaum zu belegen.

Zur Überprüfung der Homogenität der festgelegten Orthesengruppen und der Richtigkeit der Gruppeneinteilung wurden die Modelle jeder Gruppe miteinander verglichen (s. Abschn. 3.3.2.1). Die Einheitlichkeit der Gruppen A, B und C konnte aufgrund fehlender signifikanter Unterschiede innerhalb der Gruppe jeweils bestätigt werden. Der *Tapeverband* erwies sich als genauso effektiv wie die übrigen weichen Schienen *Micros* und *RocketSOC* der Gruppe A. Das ist in Einklang mit Studien, die den Tapeverband – unmittelbar nach seiner Applizierung – den weichen Orthesen *Micros* [16, 15, 126, 128] bzw. *RocketSOC* [102] gleichstellen. Zu einem Effektivitätsverlust des Tapeverbands, wie in der Literatur belegt worden ist [40, 73, 78], konnte nicht kommen, da die Messungen unmittelbar nach dem Anlegen des Verbands erfolgten.

Die Gruppe D der starren Schienen zeigte sich dagegen als inhomogen. Die Modelle *Caligamed* und *Dyna Ankle* unterschieden sich signifikant von einander. Überraschenderweise schienen die Probanden mit der rigideren *Caligamed*-Orthese supinierter zu landen als mit der *Dyna*-Ankle-Schiene. SCHEUFFELEN ET AL. [127, 128] haben ebenfalls eine Supinationstendenz der *Caligamed*-Orthese bei ihren Laufbelastungsversuche festgestellt. Die Kippplattformversuche von EILS UND ROSENBAUM [31] konnten ebenfalls bei Probanden mit chronischer Instabilität eine schlechtere antisupinatorische Wirkung der *Caligamed*-Orthese im Vergleich zu den halbstarren Schienen aufzeigen. Alle Autoren haben als mögliche Ursache dieser Supinationstendenz der *Caligamed*-Orthese die schlechte Anpassung der starren Schiene beschrieben, die eine größere relative Bewegung zwischen Unterschenkel und Fuß während der dynamischen Untersuchung erlaubt. Als ein weiterer Grund für die schlechteren Resultate der *Caligamed*-Orthese kann eine verstärkte Hebelwirkung wegen der sehr großen Rigidität der Schiene angenommen werden. Die Landung auf die schräge Rampe hat möglicherweise eine sehr schnelle Supinationsbewegung des sehr starren Orthese-Unterschenkel-Fuß-Komplexes erzwungen, welche zur Belastung der lateralen Sohlenseite führte (s. Abb. 4.3). Eine solche Verschiebung der Belastung nach lateral darf deshalb nicht zwangsläufig zu dem Schluss führen, dass die starre Orthese ei-

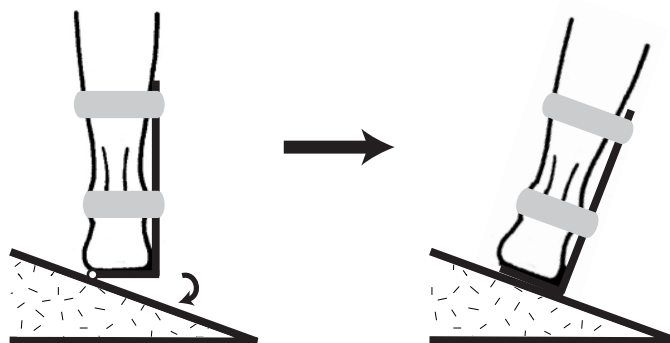


Abb. 4.3: Hebelwirkung der starren Caligamed-Orthese

ne schlechtere antisupinatorische Wirkung hat. Es könnten Parallelen zu den ähnlich sehr starren Ski-Schuhen gezogen werden, die ebenfalls das Sprunggelenk-Fuß-Komplex unterstützen, indem sie eine Translation der einwirkenden Kräfte auf das Knie- und Hüftgelenk bewirken [115, 159]. Aufgrund der aufgezeigten Inhomogenität wurde die Gruppe D aufgelöst und die Orthesen Caligamed und Dyna Ankle getrennt mit den übrigen Gruppen A, B, C bzw. der Malleoloc-Schiene verglichen.

4.2.2.2 Orthesengruppenvergleich

Der Vergleich der verschiedenen Orthesen- bzw. Orthesengruppenverteilungen (s. Abb. 3.10, Tab. 3.4) hat signifikante Unterschiede nachgewiesen. Anhand des Boxplot-Diagramms in der Abbildung 3.10 lassen sich folgende Tendenzen zeigen: Die Gruppe A der weichen Orthesen, die halbstarre Orthese Malleoloc und die starre Caligamed erweisen sich als gleich wirksam. Die starre Orthese Dyna Ankle beweist sich als die effizienteste Orthese gegenüber der induzierten Inversion. Die halbstarren Orthesen dagegen und besonders die Gruppe B konnten am wenigsten die Inversion einschränken.

Die dynamische Orthesenprüfung hat erwartete und unerwartete Unterschiede zwischen den Gruppen aufgezeigt. Das Erwartete war, dass eine starre Schiene wie Dyna Ankle einen besseren Schutz als die weichen bzw. halbstarren Orthesen gewährleistet. Auffallend jedoch war die Erkenntnis, dass die halbstarren Schienen schlechtere Ergebnisse als die weichen Orthesen aufwiesen.

Um die aufgezeigten Differenzen zu erläutern, sollten die Effekte der verschiedenen Konstruktionsprinzipien und -eigenschaften näher betrachtet werden: Ziel einer effizienten Sprunggelenksorthese ist die mechanische Stabilisierung des oberen und unteren Sprunggelenkes und die Verbesserung der Propriozeption ohne Einfluss auf die normale Beweglichkeit und die sportliche Leistung [16, 15, 31, 44, 61]. Der typische Pathomechanismus einer Supinationsverletzung auf der anderen Seite ist eine forcierte Inversions-Plantarflexions-

Adduktions-Bewegung [4, 29, 58, 68, 89, 153]. Demzufolge sollte ein effektiver Schutz durch die Sprunggelenksorthesen in allen Richtungen gewährleistet werden, indem die Inversion des Rückfußes, die Innenrotation und die Plantarflexion des Fußes limitiert werden [89, 135].

Aufgrund der Vermutung, dass die durch die Orthesen gewährleistete Stabilität auf die Einschränkung der Sprunggelenksbeweglichkeit zurückzuführen ist [20], konzentrieren sich selbstverständlich alle externen Stabilisierungshilfen hauptsächlich auf die Limitierung der Rückfußinversion bzw. Supination [142]. Die klassischen „stirrup“ Orthesenmodelle (z.B. Aircast) und die weichen Orthesen sind Beispiele eines solchen Konzeptes.

Basierend auf Spannungsuntersuchungen am lateralen Bandapparat forderten SEGESSER ET AL. [130] zusätzlich zu einer antipinatorischen Wirkung der Orthesen eine Einschränkung der Dorsalextension und Plantarflexion über den Bereich von 10° Dorsalextension und 20° Plantarflexion hinaus. Überdies wurde über die Limitierung der Fußinnenrotation diskutiert [15, 89]. Die starren Schienen bezwecken eine solche größere Rigidität der Sprunggelenke, indem sie sowohl die Plantarflexion als auch die Rotationskomponente einschränken. Eine allzu große Rigidität hat jedoch negative Auswirkungen: Einerseits wird die Zeit zum Kraftmaximum wegen der rigideren Bewegung verkürzt und die entstehenden Kräfte sind von größerer Amplitude [19], andererseits führt eine starrere Bewegungsstrategie zu größerer Belastung der Knie- und Hüftgelenke [80, 115, 123, 159].

Anfänglich wurde angenommen, dass die Orthesen als eine Art externe Ligamente funktionieren, weil sie einen Teil der einwirkenden Kräfte absorbieren und somit als ein Kraft-„bypass“ zu betrachten sind [61]. In verschiedenen Studien ist jedoch festgestellt worden, dass die von den Orthesen produzierten passiven Drehmomente eigentlich viel niedriger als die Drehmomente der Evertoren und der einwirkenden Stoßkräfte sind [4, 159]. Zur Erklärung der trotzdem belegten Orthesenwirksamkeit wurden andere mechanische und neuromuskuläre bzw. propriozeptive Aspekte in Betracht gezogen.

So ist behauptet worden, dass die Hauptfunktion der Orthesen nicht der passive Widerstand gegen die Inversion, sondern die Stabilisierung des Rückfußes in einer Neutralstellung unmittelbar vor dem Fußaufsetzen ist, sodass der Hebelarm der bei der Landung einwirkenden Kräfte möglichst gering gehalten wird [1, 31, 110, 148]. Ferner sollen die Orthesen die Inversionsgeschwindigkeit reduzieren und somit einen größeren Zeitraum für den Muskeleinsatz ermöglichen [1, 19, 31, 44, 61, 126, 151]. Folglich sind die festgestellten propriozeptiven Einflüsse der Orthesen von großer Bedeutung, weil sie durch eine erhöhte Afferenzamplitude eine schnellere und stärkere Muskelreaktion provozieren [20, 57, 103, 133].

Die starren Schienen beschränken die Plantarflexion am effizientesten. Die halbstarren Orthesen haben im Gegensatz dazu nur einen begrenzten Einfluss auf die Plantarflexion.

Modelle wie Aircast und Antiv sind so konstruiert, dass die Beweglichkeit in der sagittalen Ebene weit ungehindert bleibt. Die Eigenkonstruktion der orthopädischen Werkstatt im Oskar-Helene-Heim schränkt die Plantarflexion bei dynamischen Bedingungen (z.B. Landungen) trotz der eingebauten Stopper nur sehr begrenzt ein, weil das nicht sehr harte Material (Polyäthylen) bei der größeren Belastung einer Landung deformiert wird. Die weichen Orthesen, wenn straff angelegt, limitieren dagegen die Plantarflexion in einem größeren Maße.

Dennoch sind die Anforderungen nach Supinationslimitierung sowie nach Reduzierung der Dorsalextension/Plantarflexion auf $10-0-20^\circ$ an Leichenpräparaten in unbelastetem Zustand festgestellt worden [130] und können deswegen, nach Meinung von SCHEUFFELEN ET AL. [127], nicht ohne weiteres auf die funktionellen in-vivo Verhältnisse übertragen werden. Das bedeutet, dass das Stabilisierungsverhalten und schließlich die antipronatorische Wirkung der Orthesen eher auf ihren dynamischen Elementen basiert. Auf dieser Weise sind die schlechteren Ergebnisse von Orthesen, die durch starren Konstruktionen bestimmte Beweglichkeitskomponente zu limitieren versuchen (hauptsächlich Caligamed und weniger die halbstarren) und die bessere Wirksamkeit von Orthesen (wie die weichen Orthesen, Malleoloc und Dyna Ankle), deren Konstruktion mehr Spielraum für dynamische Reaktionen bietet, zu erklären. So limitiert Dyna Ankle die Plantarflexion genauso wie die Supination durch eine dynamische Zügelung. Andere Bewegungsrichtungen wie Pronation oder Dorsalextension bleiben ungehindert. Auch in der Bewertung durch die Probanden wurde die Orthese wegen dieser relativen Bewegungsfreiheit als weniger einschränkend wie die ebenfalls starre Caligamed-Orthese.

In ähnlicher Weise – mit dynamischer Zügelung – sind Plantarflexion und Supination auch bei den weichen Orthesen eingeschränkt. Ferner fördert die bessere Anpassung und der umfangreichere Hautkontakt dieser Schienen eine größere propriozeptive Antwort auf die induzierte Inversion.

Die Malleoloc-Schiene versucht ebenfalls dynamische Elemente zu integrieren, indem sie die Plantarflexion und das Heraustreten des Talus nach vorn durch einen „Mahneffekt“ verhindert [68]. Diese dynamische Wirkung der Orthese wurde indirekt unterstützt dadurch, dass die von Zeichen einer stärkeren Muskelaktivität charakterisierten Sprünge vom Typ B signifikant häufiger bei getragener Malleoloc-Orthese vorkamen, im Vergleich zu allen anderen Schienen. Die übrigen halbstarren Schienen wirken weniger dynamisch und fokussieren mehr die Inversionseinschränkung, während andere Bewegungskomponenten, wie die Plantarflexion, nicht so sehr berücksichtigt werden.

4.2.2.3 Orthesengruppenunterschiede und Probandengruppen

Um den festgestellten Unterschieden zwischen den verschiedenen Orthesen- bzw. Orthesengruppen näher zu kommen, wurden die Probanden in Untergruppen eingeteilt (s. Abschn. 2.2.3) anhand ihres Geschlechts, ihrer gemessenen passiven Supination und der Ergebnisse aus den gehaltenen Röntgenaufnahmen. Es sollte untersucht werden, welchen Einfluss Faktoren wie das Geschlecht oder der Bewegungsumfang bzw. Instabilität auf die Wirksamkeit der Orthesen haben.

Wegen der sehr niedrigen Anzahl von Probanden mit röntgenologischen Anzeichen einer Sprunggelenksinstabilität konnte eine statistische Gegenüberstellung der Orthesen- bzw. Orthesengruppen innerhalb der anhand des radiologischen Befunds entstandenen Probandengruppen nicht durchgeführt werden. Daher wird im Folgenden nur der Einfluss auf die Wirksamkeit der Orthesen- bzw. Orthesengruppen auf die Geschlechts- bzw. Supinationsgruppen geschildert.

Wie im Abschnitt 3.3.2.3.1 aufgezeigt wurde, wiesen die weiblichen Probanden erwartungsgemäß einen signifikant größeren Bewegungsumfang auf. Demzufolge ist der Vergleich der Geschlechtsgruppen im Grunde genommen ein Vergleich von Probandengruppen aufgrund ihres Bewegungsumfangs.

Es war von Bedeutung zu untersuchen, inwieweit die Kinetik der flexibleren Sprunggelenke von den Orthesen verändert wird, da eine größere Beweglichkeit den Hebelarm der externen Kräfte relativ zu der subtalaren Achse potenziell verlängert und somit die Gefahr einer Verletzung beeinflusst [159]. Genauer betrachtet ermöglicht die Untersuchung von Patienten mit Hypermobilität oder pathologischer Mobilität eine präzisere Evaluierung der Wirksamkeit der Orthesen, Beweglichkeitsextremen zu limitieren, bei denen Weichteileläsionen verursacht werden können [151]. Aus den bei der klinischen Untersuchung gemessenen Parameter (aktive bzw. passive Plantarflexion, Dorsalextension, Supination und Pronation) wurde die passive Supination als Einteilungskriterium aus zwei Gründen ausgewählt: erstens weil die Supination, als Kombination von Plantarflexion, Fußadduktion und Rückfußinversion, die Bewegungsrichtung des Bänderverletzungsmechanismus ist und zweitens, weil die gemessene passive Supination in gewisser Weise die physiologischen Belastungsgrenzen jedes Probanden hinsichtlich einer verletzungsgefährdenden Situation darstellt.

Sowohl die Boxplot-Diagramme (Abb. 3.11, 3.12) als auch die bewiesenen statistischen Unterschiede bestätigten ein ähnliches Verhalten der Orthesen- bzw. Orthesengruppen bei den Geschlechts- wie bei den Beweglichkeitsgruppen. Es ist mehr oder weniger das gleiche Bild, was den Verhältnissen der Orthesen- bzw. Orthesengruppen im Allgemeinen (s. Abb. 3.10) entspricht: Die Dyna Ankle Orthese scheint die wirksamste gegen die induzierte Inversion zu sein, die Gruppen B und C der halbstarren Orthesen zeigen sich am wenigsten

effektiv und schließlich die Gruppe A der weichen Orthesen und die Caligamed-Schiene erweisen sich als gleich effektiv. Auffallend ist das Verhalten der Malleoloc-Orthese bei beiden Geschlechts- bzw. Beweglichkeitsgruppen: Obwohl Malleoloc bei Männern bzw. Probanden der ersten Supinationsgruppe (passive Supination $\leq 52^\circ$) der Orthese Dyna Ankle fast gleichzustellen ist, scheint sie umgekehrt auf die Frauengruppe bzw. Probanden mit passiver Supination $>52^\circ$ eine ähnliche Auswirkung wie die Orthesengruppen B und C (*Aircast & mediMAC* bzw. *Antiv & OHH*) zu haben. Schließlich zeigen sich die Orthesengruppen B und C weniger effektiv bei Frauen bzw. Probanden mit passiver Supination $>52^\circ$. Demzufolge sind die guten Resultate der Malleoloc-Schiene im gesamten Probandengut eigentlich auf die guten Ergebnisse der weniger beweglichen Probanden bzw. Männer zurückzuführen. Daraus lässt sich feststellen, dass die Orthesengruppen B, C und die Malleoloc-Schiene weniger effektiv beweglichere und möglicherweise auch instabile Gelenke unterstützen.

Das unerwartete Verhalten der *Malleoloc*-Schiene schließt jedoch eine Limitierung von exzessiver Inversion nicht aus. Möglicherweise ist die einschränkende Wirkung der Orthese bei noch größerer Belastung und Supination festzustellen. Wie weit diese Bewegungs- bzw. Belastungsgrenzen bei flexibleren Gelenken gestellt werden können und ob diese Grenzen bei den Landungen erreicht wurden, bleibt unklar. Eine Einschränkung der Inversionsbewegung sollte durch den provozierten „Mahneffekt“ erreicht werden. Das signifikant häufigere Vorkommen der von Zeichen einer stärkeren Muskelaktivität charakterisierten Landungen vom Typ B bei Sprüngen mit der *Malleoloc*-Orthese könnten indirekt die Effektivität des vermeintlich provozierten „Mahneffektes“ unterstützen. Die klinische Relevanz dieser Bemerkung kann jedoch nicht beurteilt werden.

Mit Ausnahme der *Malleoloc*-Schiene bleibt die Wirksamkeit der übrigen Orthesen- bzw. Orthesengruppen hinsichtlich der Kontrolle der induzierten Inversion bei allen Probandengruppen (Geschlechts- bzw. Supinationsgruppen) weitgehend konstant. Beispielsweise bleibt die schlechtere Position der halbstarren Schienen gegenüber den weichen bei allen Probandengruppen bestehen. Mehr oder weniger ist also das gleiche Verteilungsbild wie in der gesamten Probandengruppe zu sehen. Die Problematik bezüglich der Wirksamkeit der Orthesen in den Probandenuntergruppen führt zwangsläufig zu der allgemeinen Problematik der Orthesen- bzw. Orthesengruppenunterschiede des vorigen Abschnitts zurück (vgl. Abschn. 4.2.2.2).

4.3 LIMITATIONEN DER METHODE UND KRITIKPUNKTE IM ÜBERBLICK

Wie im Abschnitt 4.1.2.2 erklärt wird, messen Druckmesssysteme nur Druckverteilungen und keine Bodenreaktionskräfte. Druckangaben reflektieren eine komplexe Interaktion zwischen verschiedenen Faktoren, wie den Bodenreaktionskräften und lokalen Skelettkomponenten- bzw. Weichteilcharakteristika der Sohle und des Fußes [45, 156]. Folglich kann die Amplitude der auf diskrete Fußstrukturen einwirkenden Kräfte durch plantare Druckmessungen nur indirekt beurteilt werden. Ferner kann die Amplitude und die Verteilung der auf die Fußsohle einwirkenden Bodenreaktionskräfte den strukturellen bzw. funktionellen Status des Fußes widerspiegeln [43, 91]. Dabei werden mit Hilfe von Druckmesssystemen keine kinematischen Variablen direkt erfasst. Basierend auf der Annahme, dass dreidimensionale Fußbewegungen die Fußstrukturen unterschiedlich belasten und auf verschiedene dynamische Druckverteilungsmuster reflektiert werden [32, 43, 86, 91], versucht man, daraus bestimmte Bewegungen bzw. Fußstellungen nur indirekt zu extrapolieren.

Druckmesssohlen wurden als das geeignete Messsystem für die hier vorgestellte Studie ausgewählt, weil sie eine dynamische Analyse komplexerer Bewegungen, wie Laufen oder Springen, mit Schuhen oder Orthesen, in vivo ermöglichen [45, 124]. Druckmesssohlen nehmen nicht nur ein Druckverteilungsbild der Fußsohle mit den maximalen Druckwerten auf, sondern ermöglichen die zeitgleiche Aufnahme von „Druck-Filmsequenzen“ beim gesamten Abrollvorgang [86]. Ferner konnte die Druckverteilung unmittelbar unter der Fußsohle, in den Orthesen und Schuhen gemessen werden, was mit Kraft- bzw. Druckmessplatten nicht machbar wäre [45, 124]. Aufgrund dieser Eigenschaften finden Druckmesssysteme in den letzten Jahren immer häufigere Verwendung in verschiedenen Bereichen, wie z.B. zur Messung der Druckbelastung bei Diabetiker und entsprechenden Schuhmodifikationen [26], zur Erfassung der Fußbelastung während komplexerer dynamischer Vorgänge (Laufen, Inline-Skating, Fußball [30, 32]) oder zur Beurteilung des funktionellen Status nach Operationen am oberen Sprunggelenk [8, 129] bzw. bei Klumpfußpatienten [52, 72, 147].

Die Messgenauigkeit der Druckmesssysteme wird durch die unvermeidbare relative Bewegung zwischen Fuß und Sohle, die Variabilität in der anatomischen Zuordnung und die viskoelastischen Eigenschaften der Messfolie beeinträchtigt [45]. Darüber hinaus ist eine geringfügige Bewegung der knöchernen Fußstrukturen relativ zu der plantaren Haut während des Bodenkontakts zu erwarten [45]. Trotzdem und unter Berücksichtigung dieser Limitation gewähren Druckmessungen im Schuh bzw. in der Orthese wertvolle Einsicht in ihren Einfluss auf die Fußfunktion. Um akkurate und präzise Messungen zu erhalten, sollten, wie im Abschnitt 4.1.2.2 erwähnt wird, die Druckmesssohlen zu dem verwendeten

Schuh in entsprechender Größe stehen, relativ zu den aufliegenden knöchernen Strukturen ganz genau positioniert werden und ihre Position nicht verlieren [45, 111]. Dehnung, Repositionierung, Erwärmung oder Zerknitterung der Messsohlen können den Datenstrom beeinträchtigen und zu fehlerhaften Messungen führen [111]. Um solche Interferenzen zu vermeiden, wurden die Messsohlen in unserem Verfahren auf einer dünnen Schuhsohle 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. In dieser Weise wurde ein extremes Verrutschen der Messsohle verhindert, was die Zuordnung der Sensoren natürlicherweise in Frage stellen würde. Darüber hinaus wurde bei jedem Orthesenwechsel 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.

Die Zuordnung der Sensoren wurde automatisch anhand einer von der *medilogic*-Software verwendeten Maske berechnet. Aus den 18 Sensoren, die der Ferse zugeteilt sind, wurden nur Daten aus den zentralen 3 Sensorenreihen (12 Sensoren) weiteren mathematischen Berechnungen unterzogen, da sie beinahe in allen Fällen voll belastet waren, unbeeinflusst von der während des Verfahrens nicht auszuschließenden geringfügigen Migration der Messsohle. Es wurden nur Landungen ausgewertet, die eine volle Belastung aller zur Ferse zugeordneten Sensoren aufwiesen. Ein Verrutschen der Sohlen nach lateral bzw. medial, das die Zuordnung der Sensoren völlig verändern würde, wäre auf jeden Fall beim nächsten Orthesenwechsel makroskopisch feststellbar. Außerdem hätte ein Verrutschen der Messsohle dazu geführt, dass mediale bzw. laterale Sensoren nicht bzw. extrem stark belastet werden. Alle Sequenzen wurden unmittelbar nach der Aufnahme in Sensorendarstellung auf Belastungsunregelmäßigkeiten überprüft und eventuell nach Korrektur der Sohlenposition erneut aufgenommen. Grobe Belastungsunregelmäßigkeiten dieser Art hätten in sehr hohen ($> > 1,5$) bzw. sehr niedrigen ($< 0,5$) Fersenratiowerten resultiert. Landungen, die in der Sensorendarstellung solche Belastungsunregelmäßigkeiten und demzufolge extreme Fersenratiowerte aufwiesen, wurden als fehlerhafte Messungen nicht weiter ausgewertet (s. Abschn. 3.2.1). (Die auszuwertenden Sprünge hatten Fersenratiowerte zwischen 0,50 und 1,53 - vgl. Tab. B.3).

In den meisten Studien, die sich mit Druckmessungen befassen, wird die Fußsohle in verschiedene Bereiche eingeteilt, die den überliegenden anatomischen Strukturen zugeordnet werden (z.B. Hallux, medialer und lateraler Vorfuß, medialer und lateraler Rückfuß) [8, 7, 30, 32, 45, 52, 72, 129, 147]. Aufgrund der sehr hohen Belastung der Ferse im Vergleich zu den anderen Fußstrukturen und der hohen Variabilität der Vorfußbelastung wurde zur Beurteilung der Fußlandungen auf die Druckverteilung unter der Ferse fo-

kussiert. Es wurde in der Studie als Hypothese vorausgesetzt, dass höhere laterale bzw. mediale Fersenbelastungen auf Fersenin- bzw. eversion zurückzuführen sind. Dies wurde in der vorliegenden Studie in Vorversuchen dargestellt. Ähnlich wurde in verschiedenen Studien festgestellt, dass erhöhte laterale Belastung beim Gang durch Rückfußinversion [7, 45] bzw. höhere mediale Belastung beim Gang durch vermehrte Eversion [8, 52, 129] zu erklären ist. Unter den gegebenen experimentellen Bedingungen, indem der rechte Fuß wegen der Landung auf einer seitlich geneigten Rampe in Inversion forciert wird (ähnlich wie bei den Arbeiten u.a. von SELF ET AL. [132] und UBELL ET AL. [150]), fällt die Körperlast nach der forcierten Inversion auf die laterale Seite des rechten Fußes. Mit der Voraussetzung einer aufrechten Körperhaltung während der Landung und der invertierten Endposition des Fußes ist es zu erwarten, dass erhöhte laterale Belastung tatsächlich auf die Fußinversion und die daraus resultierende Verlagerung des Druckschwerpunktes nach lateral zurückzuführen ist. Eine Quantifizierung der Verlagerung des Druckschwerpunktes nach lateral war unter den gegebenen technischen Umständen (verwendete Software) nicht möglich.

Die Daten aus dem Vor- bzw. Mittelfußbereich wurden nicht einbezogen, einerseits aufgrund der großen Belastungsvariabilität bei den verschiedenen Landestrategien und andererseits deswegen, weil eine Supination bzw. Pronation des Vorfußes und die daraus resultierende Belastungsveränderung des Vorfußes nicht voll und automatisch auf den Rückfuß übertragen werden [37, 139]. Das bedeutet, dass eine erhöhte Belastung im Bereich des Hallux nicht zwangsläufig mit einer eindeutigen Eversion des Rückfußes verbunden ist. Da eine Inversionsverletzung den Rückfuß betrifft, ist demzufolge die Auswertung der Daten ausschließlich auf die Fersenbelastung konzentriert. Die Belastung des Vor- und Mittelfußes wurde dennoch mit einbezogen, indem der Verlauf des Druckschwerpunktes (*DSP-Dynamik*) zur Einteilung der Sprünge nach Landungstypen benutzt wurde (s. Abschn. 3.2.2). Ferner wurde der Zusammenhang einer verstärkten Vorfußbelastung, wie bei den Vorfuß-Ferse-Landungen, und dem verzögerten Fersendruckanstieg wegen einer verstärkten Vorspannung der Plantarflexoren bewiesen (s. Abschn. 4.2.1).

Aus einer Druckmessung können sowohl absolute als auch relative Belastungen als Messparameter berechnet werden. Die Druckangaben aus der Sohlen- bzw. Fersenbelastung sind von verschiedenen Faktoren abhängig, wie das Körpergewicht, die Größe der belasteten Fläche und die entstehenden Bodenreaktionskräfte, welche wiederum von der Sprunghöhe, der Landungsgeschwindigkeit und der Landestrategie beeinflusst werden [45, 30, 32] (s. Abschn. 1.3.3.3). Demzufolge konnte die ermittelte Fersenbelastung (Druckangaben in N/cm^2) nicht als Vergleichsparameter der verschiedenen Orthesenbedingungen benutzt werden. Druckmesssohlen bieten keine Möglichkeit einer Messung der Bodenreaktionskräfte und der dadurch ermöglichten Relativierung der auftretenden Bodenreaktionskräfte

auf das eigene Körpergewicht, was als Vergleichsparameter benutzt werden würde. Lediglich die Zeit bis zur maximalen Fersenbelastung (t_{max}) wurde als Vergleichsparameter angewendet, um indirekte Rückschlüsse auf die Muskelaktivität während der Landung zu ziehen. Ein verlängerter Druckanstieg deutet auf ein durch Muskelspannung kontrollierteres Herabsetzen der Ferse hin und bewirkt eine morphologische Veränderung der typischen Druckzeitgrafik (s. Abschnitt 3.2.3). Es wurde angenommen, dass eine Verzögerung der Fersenbelastung auf ein kontrolliertes Aufsetzen der Ferse zurückzuführen ist. t_{max} wurde ebenfalls mit den Fersenratiokurve B in Zusammenhang gebracht (s. Abschnitt 3.3.1).

Um vergleichbare Zahlenwerte aus den Messungen zu erhalten, ist die Fersenratio (R_F) als Quotient der Summe der Druckwerte der medialen Sensoren zu der Summe der Druckwerte der lateralen Sensoren berechnet (s. Abschn. 2.3.4). Relative Belastungen (Teil- zu Gesamtbelastung) sind dafür geeignet, die belastungstragende Rolle jedes anatomischen Bereichs aufzuklären und werden deswegen zur Charakterisierung und Beurteilung der Veränderung der Belastung verschiedener Fußregionen genutzt [7, 32, 45]. Die Fersenratio als relative Zahl stellt das Verhältnis der Belastung des medialen zu dem lateralen Fersenbereich dar. Die zeitliche Veränderung des Parameters schildert die zeitliche Entwicklung dieses Verhältnisses während einer Landung. An sich lässt die Fersenratio keine Rückschlüsse auf die exakte Position der Ferse zu. Ein Fersenratio-Wert von z.B. 1 bedeutet nicht, dass sich die Ferse in horizontaler Position befindet, denn der Fuß ist auf einer schiefen Ebene gelandet und befindet sich demzufolge in einer Inversionsstellung. Ein Fersenratio-Wert von 1 im Vergleich zu einem Fersenratio-Wert einer Landung von z.B. 0,6 zum Zeitpunkt der maximalen Fersenbelastung deutet auf eine bessere bzw. effizientere Kontrolle der induzierten Inversionsbewegung hin. Da Ziel unserer Studie die Dokumentation der von den getesteten Sprunggelenksorthesen verursachten Belastungsveränderungen war, hat sich in diesem Sinne die Fersenratio als Vergleichsmessparameter als sehr nützlich erwiesen. Die Fersenratio wurde nicht als absoluter Wert der Rückfußstabilisierung gedacht. Obwohl die klinische Relevanz der Parameter unbekannt bleibt, sind die auf das adjustierte Signifikanzniveau ($\alpha' = 0,42\%$) bewiesenen statistischen Unterschiede zwischen den verschiedenen Orthesenbedingungen unstrittig und deuten darauf hin, dass die unterschiedlichen Orthesen die Ferse- und im übertragenen Sinne die Fußbelastung unterschiedlich beeinflussen bzw. verändern.

Die fehlende Möglichkeit zur Relativierung der gemessenen Fersenbelastung auf das Körpergewicht und die Tatsache, dass sowohl die Landestrategie als auch die Zeitdauer bis zum Fersendruckmaximum (t_{max}) und demzufolge die Dauer der Landungen unterschiedlich waren, haben die Erstellung von durchschnittlichen Zeitkurven aus den Mittelwerten des Fersendrucks bzw. der Fersenratio nicht ermöglicht. Weiterhin ließ die verwendete Software keine Analyse der Daten des Druckschwerpunktsverlaufs zu, was eine Quanti-

fizierung und die Erstellung von durchschnittlichen *DSP-Dynamik*-Zeitkurven erlauben würde.

Auf eine Kombination der Druckmessungen mit durch Videoaufnahmen erfassten kinematischen Parameter wurde wegen der im Abschnitt 4.1.2.2 geschilderten Markerproblematik verzichtet. Wegen der Hautverschiebbarkeit neigen Hautmarker zur Überbewertung der zu messenden Bewegungen [97, 113, 141]. Die Verwendung von Markern an anderen großen Gelenken wie z.B. Knie und Hüfte ist weniger problematisch, weil die bewegenden Körperteile und die zu erfassende Bewegungen viel größer sind. Die Erfassung der Fußkinematik mit Hilfe von Markern ist viel schwieriger: Die Strukturen sind zahlreicher und viel kleiner. Demzufolge sind mehr Marker zur Erfassung der komplexen Kinematik notwendig, die in engem Raum positioniert werden sollten. Außerdem erschweren Schuhe und Orthesen bei der Erforschung von dynamischen Vorgängen im Rahmen der Orthesenevaluierungsverfahren die Positionierung von Markern erheblich. Beschriebene Lösungen, die eine Fensterung der Schuhe bzw. Orthesen empfehlen, erweisen sich als problematisch, denn sie verändern die Funktion der Schuhe bzw. Orthesen. Eine Kopplung der Videoaufzeichnung und der Druckmessungen wäre fragwürdig angesichts der erwähnten Problematik. Mit Hilfe von Videoaufzeichnungen wurden lediglich die Fußaußenrotation und die aufrechte Haltung während der Landung dokumentiert. Aufgabe der Probanden war, aufrecht und mit parallel gehaltenen Füßen zu landen. Nur solche Sprünge wurden als gültig bewertet.

Der große Anteil der Orthesenevaluierungsstudien fokussiert auf die mechanische Einschränkung der Sprunggelenksbeweglichkeit (s. Abschn. 4.1.1). Allerdings existiert kein wissenschaftlicher Beweis dafür, dass die mechanische Einschränkung der Beweglichkeit allein zur Reduktion der Inversionsverletzungen führt [153]. Solche Studien [1, 31, 40, 44, 48, 64, 73, 89, 102, 110, 135, 158] wurden unter kontrollierten Bedingungen ausgeführt, die nicht mit alltäglichen realen Verletzungssituationen verglichen werden können. Die Tatsache, dass eine erhöhte mechanische Einschränkung nicht unbedingt einen besseren präventiven Effekt bedeutet, widerspiegelt die Komplexität der physiologischen Schutzmechanismen. Die Anwendung von Druckmesssohlen zur Orthesenevaluierung hatte weder die Absicht noch die Möglichkeit, das mechanische Stabilisierungsverhalten der getesteten Sprunggelenksorthesen zu überprüfen. Mit Hilfe des Druckmesssystems sollten die Veränderungen der Druckbelastung der Fußsohle während der durch die Landung auf die schiefe Ebene induzierten Fußinversion bei getragenen Orthesen dokumentiert und charakterisiert werden. Die Druckmessungen haben ein dynamisches Bild der Landebewegung mit und ohne Supinationsschutz geliefert. Die Anwendung von Druckmesssohlen zur Dokumentation und Charakterisierung des Einflusses, den Sprunggelenkorthesen auf die Fußsohlenbelastung haben, wird in keiner dem Autor bekannten Publikation beschrie-

ben. Die statistisch bewiesenen Unterschiede der getesteten Orthesenbedingungen deuten indirekt auf Veränderungen der Rückfußkinetik von unterschiedlichem Maße hin, die auf die biomechanischen Aspekte der Orthesenkonstruktion zurückzuführen sind.

4.4 SCHLUSSFOLGERUNGEN

Die Anwendung von Druckmesssohlen in Kombination mit einem dynamischen Tiefsprungverfahren sollte dabei helfen, die komplexe Fußkinetik zu erfassen und daraus Einsichten in die Biomechanik von Landungen auf einer schrägen Ebene mit Supinationsschutz zu nehmen. Die aufgenommenen Landesequenzen haben eine sehr große Menge an Messdaten geliefert, deren Auswertung sowohl die Verwendung von Druckmesssohlen bei einem dynamischen Testverfahren auf Vor- und Nachteile, als auch die Leistungsfähigkeit des plyometrischen Tiefsprungverfahrens weiterhin überprüfen sollte. Nicht zuletzt sollte die antisupinatorische Wirkung von bekannten und häufig eingesetzten Sprunggelenksorthesen evaluiert werden.

Die detaillierte Analyse der insgesamt 1541 aufgenommenen Sprünge hat Messdaten von sehr großer Variabilität geliefert. Die ausgewählten Parameter (Fersendruck, Fersenratio, Zeit zum Fersendruckmaximum) und die grafische Darstellung ihres zeitlichen Verlaufs haben dazu geführt, dass nur ca. ein Drittel der Sprünge zur Evaluierung der Orthesen weiter statistisch auszuwerten war. Die sehr große intraindividuelle Variabilität der Messdaten deutet darauf hin, dass eine exakt kontrollierte dynamische Supinationsbelastung durch die Landungen auf die schräge Rampe nicht erfolgen kann. Die gemäß der Versuchsanordnung geforderten Sprünge von einem Podest nach hinten und abwärts waren weitgehend willkürliche Bewegungen, bei denen eine Vorspannung der Unterschenkelmuskulatur nicht immer ausgeschlossen bzw. kontrolliert werden konnte. Allerdings konnten mit einer genauen Analyse der Druckmesskurven des Fußes während der Landung diejenigen Sprünge (453 Sprünge) ausgewählt werden, die für die Studie als relevant angesehen wurden. Ferner wurde zunächst auf eine weitere technische Aufrüstung (z.B. zur Messung der auftretenden Stoßkräfte) verzichtet, weshalb keine Daten bezüglich der produzierten Kräfte und Drehmomente in Hinsicht auf eine reale Verletzungssituation gewonnen wurden. Aussagen, ob mit einer Landung auf die Schrägebene die Bewegungs- bzw. Belastungsgrenzen erreicht werden, konnten in unserer Versuchsanordnung nicht gewonnen werden.

Trotz und wegen aller Nachteile hat das plyometrische Tiefsprungverfahren seinen dynamischen Charakter bewiesen. Die Landungen auf die schiefe Rampe stellen realistischere dynamische Belastungen des oberen Sprunggelenks dar, als die eher statischen Bewegungssituationen bei einer Kippplattformuntersuchung. Die unter diesen Bedingun-

gen gewonnenen Erkenntnisse über die Landungsbiomechanik waren der größte Gewinn aus den Druckmessungen. Mit Hilfe der beschriebenen Parameter und besonders der Fersenratio wurde die Kinetik des Rückfußes indirekt dokumentiert. Des Weiteren konnte aus den Fersenratiokurven und der Zeit zum Fersendruckmaximum indirekt und ohne gleichzeitige elektromyografische Untersuchung die Muskelaktivität beurteilt werden. Die klinische Relevanz der Fersenratiowerte bzw. -veränderungen bleibt unbekannt. Jedoch sind die statistisch bewiesenen Unterschiede der getesteten Orthesenbedingungen unbestritten. Sie deuten indirekt auf Veränderungen der Rückfußkinetik von unterschiedlichem Maße hin, die auf die biomechanischen Aspekte der Orthesenkonstruktion zurückzuführen sind.

Statische Versuchsanordnungen oder weniger statische Kippplattformuntersuchungen können offensichtlich keine weitere signifikante Hilfe bei der Weiterentwicklung von Orthesen mehr leisten, da die meisten entsprechenden Parameter bereits hinreichend überprüft worden sind. Auf der anderen Seite ist es kaum möglich, den Verletzungsmechanismus, wegen seiner hohen Komplexität, ohne Verletzungsgefahr exakt zu imitieren. Demzufolge sollte ein Orthesenevaluierungsverfahren mit Hilfe von moderner Technik (z.B. 3D-Bewegungsanalysesysteme) mehrere natürliche und dynamische Bewegungen (Laufen, Landungen, Seitsprünge) auswerten können, um möglichst neue Einsichten in der Wirkungsweise der Orthesen zu gewinnen. Druckmesssysteme können dabei eine sehr wichtige Rolle spielen. Die Druck- und Kraftmessungen können dazu beitragen, die komplexe Kinetik vom Fuß und Sprunggelenken besser zu beurteilen. Ferner bieten Druckmesssohlen die Möglichkeit, die Bewegungsbiomechanik unter dynamischer Belastung und realitätsnahen Bedingungen mit oder ohne Schuhen und Supinationsschutz zu beurteilen. In dieser Hinsicht hat sich die Verwendung von Druckmesssohlen im Rahmen der in der Studie beschriebenen dynamischen Orthesenevaluierung eindeutig bewährt. Die sehr detaillierte und präzise Datenerhebung hat nicht nur Einsicht in die Biomechanik von Landungen auf einer schrägen Ebene mit Supinationsschutz gewährt, sondern auch die ausführliche Überprüfung des Tiefsprungverfahrens ermöglicht.

Die Ergebnisse der Orthesenprüfung haben ebenfalls die hohe Komplexität der Schutzmechanismen erkennen lassen. Bei vielen anderen Studien ist es erwiesen worden, dass externe Stabilisierungshilfen eine Supinationsbewegung nicht vollständig verhindern können [79, 110, 126, 130, 142]. Es wird jedoch weiter kontrovers diskutiert, inwieweit die Limitierung der physiologischen Beweglichkeit eine Voraussetzung der effizienten Stabilisierung ist. Nach Ansicht vieler Autoren wird die Unterstützung von solchen Stabilisierungshilfen nur an den Extremen des anatomischen Bewegungsumfangs benötigt [40].

Die aus den dokumentierten dynamischen Druckverteilungsmustern bzw. -veränderungen indirekt extrapolierte niedrigere antisupinatorische Effektivität der die Knöchel

umgreifenden „halbstarren“ Orthesen in Halbschalen-Bauweise, welche im Fuß Flexion und Extension frei ermöglichen, deutet darauf hin, dass die Einschränkung der Rückfußbewegungen in der Frontalebene allein nicht ausreichend ist, um eine forcierte Supination des Gesamtfußes zu verhindern. Es besteht die Notwendigkeit, alle anderen Bewegungskomponenten des Fußes mitzuberücksichtigen. Weiterhin fällt auf, dass die von den so genannten „starren“ Orthesen, welche Malleolen und Fußsohle in einem Bauteil mit rigiden Materialien verbinden, bezweckte starke Rigidität vom Sprunggelenk und Fuß nicht ohne negative Auswirkungen bezüglich der Bewegungskette der unteren Extremität und der Energieabsorption während der Landung ausfällt [80, 115, 159]. Auf der anderen Seite weist die unerwartet schlechtere Effektivität von Schienen mit Effekt auf die Propriozeption der protektiven Sehnen („Mahneffekt“) bei den funktionell beweglicheren Probanden darauf hin, dass die stabilisierende Wirkung der Orthesen nicht alleinig dynamisch und ohne jegliche Stabilisierungskomponente erfolgen kann.

Eine gut ausgewogene Kombination von statischen (rigiden) und dynamischen Komponenten, wie beispielsweise bei den so genannten „weichen“ Orthesen (mit dynamischer Zügelung, strumpffartigem Charakter und eingebauten Kunststoffstabilisatoren) und denjenigen „starren“ Orthesen, die aufgrund der verwendeten Baumaterialien eine gewisse Restflexibilität in sagittaler und frontaler Ebene zulassen, hat sich als die effektivste Lösung erwiesen, die zu einer effizienten funktionellen Behandlung bzw. Vorbeugung einer Supinationsverletzung beitragen kann.