
Institut für Biomechanik und Orthopädie
Deutsche Sporthochschule Köln
Institutsleiter: Univ.-Prof. Dr. Gert-Peter Brüggemann

**Belastung und Beanspruchung des lateralen Kapsel-Bandapparates
am Sprunggelenk unter besonderer Berücksichtigung von
Supinationstraumen**

von der Deutschen Sporthochschule Köln zur
Erlangung des akademischen Grades
Doktorin der Sportwissenschaft
genehmigte Dissertation

vorgelegt von
Caroline Böhle
aus Markgröningen

Köln, 2014

Erster Gutachter:

Univ.-Prof. Dr. Gert-Peter Brüggemann

Zweiter Gutachter:

Univ.-Prof. Dr. Wolfgang Potthast

Vorsitzender des Promotionsausschusses:

Uni.-Prof. Dr. Wilhelm Bloch

Datum der Disputation:

09. Mai 2014

Eidesstattliche Versicherung gemäß § 7 Absatz 2 Nr. 4 und Nr. 5 der Promotionsordnung der Deutschen Sporthochschule Köln vom 20. Februar 2013:

Hierdurch versichere ich: Ich habe diese Arbeit selbständig und nur unter Benutzung der angegebenen Quellen und technischen Hilfen angefertigt; sie hat noch keinen anderen Stellen zur Prüfung vorgelegen. Wörtlich übernommene Textstellen, auch Einzelsätze oder Teile davon, sind als Zitate kenntlich gemacht worden.

Des Weiteren erkläre ich, dass ich die „Leitlinien guter wissenschaftlicher Praxis“ der Deutschen Sporthochschule Köln in der aktuellen Fassung eingehalten habe.

Caroline Böhle

Zusammenfassung

Der Schädigungsmechanismus von akuten Supinationstraumen ist durch ein erhöhtes Inversionsmoment der Bodenreaktionskraft gekennzeichnet, das beim Vorliegen einer Schwäche oder Verzögerung der aktiven und passiven Sprunggelenksevertoren zu einer übermäßigen Inversion und Innenrotation des Sprunggelenks führt. Zeitgleich beschreibt der Unterschenkel eine Außenrotation. Bei Überschreiten der Beanspruchungsgrenze der lateralen Sprunggelenksbänder kommt es folglich in den meisten Fällen zu einer Schädigung des Lig. talofibulare anterior (ATFL) und des Lig. calcaneofibulare (CFL). Durch die hohe Inzidenz stehen Supinationstraumen des Sprunggelenks in Klinik und Forschung dauerhaft im Fokus und erfordern laufend neue wissenschaftliche Erkenntnisse. Ziel dieser Arbeit war es, die Belastung und Beanspruchung des lateralen Kapsel-Bandapparates am Sprunggelenk unter besonderer Berücksichtigung von Supinationstraumen besser zu verstehen, um dadurch die Kenntnisse für eine standardisierte Diagnostik und Therapie zu erweitern. Zur standardisierten Erfassung von Instabilitäten des CFL wurde ein selbstentwickeltes Testgerät zur Durchführung einer kraft-kontrollierten Inversion evaluiert. Es zeigte sich eine hohe Reliabilität sowie ein interindividuelles Ausmaß der Stabilität des CFL. Manuell nachgewiesene Instabilitäten des CFL konnten hingegen mittels Testgerät nicht aufgezeigt werden. Des Weiteren erfolgte die Quantifizierung der Längenänderung verschiedener Anteile des ATFL und CFL während kraft-kontrollierter Inversion zur Beurteilung der Dehnungsverteilung innerhalb eines Bandes. Das Längenänderungsmuster unterschied sich sowohl für das ATFL als auch für das CFL zwischen den verschiedenen Anteilen. Folglich kann von einem intraindividuellen Ausmaß der Längenänderung während passiver Inversion ausgegangen werden. In dieser Arbeit erfolgte des Weiteren die Untersuchung der Auswirkungen einer Heilungsphasen adaptierenden Sprunggelenksorthese im Vergleich zu einer nicht modifizierbaren Orthese auf die Funktionalität bei Patienten mit akuten Supinationstraumen. Es zeigten sich drei Monate posttraumatisch bei den mit der Heilungsphasen adaptierenden Orthese versorgten Patienten lediglich geringe Defizite in der funktionellen Leistungsfähigkeit im Vergleich zu einer gesunden

Kontrollgruppe sowie eine subjektiv eingeschätzte funktionelle Beschwerdefreiheit. Die Ergebnisse dieser Arbeit weisen auf die Notwendigkeit einer inter- und intraindividuellen Diagnostik und Therapie von akuten Supinationstraumen hin.

Abstract

The pathomechanism of acute ankle sprains is marked by an increased inversion moment of the ground reaction force. A weakness or delay of the active and passive ankle evertors lead to an excessive inversion and internal rotation of the ankle. Simultaneously the shank is in external rotation. An exceeding of the loading limit of the lateral ankle ligaments mostly leads to an injury of the anterior talofibular ligament (ATFL) and calcaneofibulare ligament (CFL). Because of the high incidence, ankle sprains are continuously important for clinical settings and research. The aim of this thesis was to get a better understanding of the load of the lateral ankle ligaments taking account of ankle sprains. As a result the knowledge for a standardized diagnosis and treatment got expanded. For a standardized detection of instabilities of the CFL a self-developed testing device for the implementation of force-controlled inversion was evaluated. A high reliability and an interindividual magnitude of stability of the CFL were observed. In contrast manually proven instabilities of the CFL could not be shown by the testing device. Additionally a determination of length changes of different parts of the ATFL and CFL during force-controlled inversion for the evaluation of the strain distribution within one ligament was observed. The results revealed different length change patterns between the different parts of the tested ligaments. Consequently the ligaments showed an intraindividual magnitude of length changes during inversion. Furthermore in this thesis the consequences of a phase adapted ankle orthosis in comparison to a not modifiable orthosis regarding the functionality in patients with acute ankle sprains were observed. Three months posttraumatically the patients treated with the adaptable orthosis revealed small deficits in functional performance in comparison to healthy controls as well as no subjective estimated functional deficits. The results of this thesis indicate the necessity of an intra- and interindividual diagnosis and therapy of acute ankle sprains.

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung.....	1
2 Theoretische Grundlagen	3
2.1 Schädigungsmechanismus von Supinationstraumen	3
2.2 Anatomie des Sprunggelenks.....	6
2.3 Anatomie und Biomechanik des lateralen Bandapparates.....	10
2.4 Diagnostik von Supinationstraumen.....	16
2.5 Die Phasen der Bandheilung in Folge von Supinationstraumen	22
2.5.1 Phase 1 - Entzündungsphase.....	22
2.5.2 Phase 2 – Proliferationsphase	23
2.5.3 Phase 3 – Remodulationsphase	24
2.6 Therapie von Supinationstraumen	26
2.6.1 Die funktionelle Therapie.....	27
3 Problemstellung	32
3.1 Derzeitiger Kenntnisstand	32
3.2 Ziele der Arbeit.....	33
4 Studie I – Evaluation eines selbstentwickelten Testgerätes zur Erfassung von Instabilitäten des Lig. calcaneofibulare.....	35
4.1 Einleitung.....	35
4.2 Der Inversionsapparat.....	37
4.3 Studie Ia - Überprüfung der Reliabilität des Inversionsapparates.....	41
4.3.1 Studiendesign.....	41
4.3.2 Stichprobe.....	41
4.3.3 Statistische Verfahren.....	42
4.3.4 Ergebnisse.....	42
4.4 Studie Ib - Klinische Evaluation des Inversionsapparates	44
4.4.1 Studiendesign.....	44
4.4.2 Stichprobe.....	44
4.4.3 Testverfahren	45
4.4.4 Statistische Verfahren.....	45
4.4.5 Ergebnisse.....	46
4.5 Studie Ic – Belastung des Lig. calcaneofibulare während der Messungen im Inversionsapparat – in-vitro.....	48
4.5.1 Methodik	49

4.5.2 Statistische Verfahren.....	52
4.5.3 Ergebnisse.....	52
4.6 Diskussion.....	54
5 Studie II - Dehnung verschiedener Anteile der Ligg. talofibulare anterius und calcaneofibulare während kraft-kontrollierter Inversion.....	58
5.1 Einleitung.....	58
5.2 Methodik.....	60
5.2.1 Studiendesign.....	60
5.2.2 Präparate.....	60
5.2.3 Messmethodik.....	61
5.2.4 Statistische Verfahren.....	63
5.3 Ergebnisse.....	64
5.4 Diskussion.....	67
6 Studie III - Randomisierte prospektive Studie zur Untersuchung der Auswirkungen verschiedener Orthesenkonzepte auf die Funktionalität bei Patienten mit akuter Verletzung des lateralen Kapsel-Bandapparates am Sprunggelenk.....	73
6.1 Einleitung.....	73
6.2 Methodik.....	75
6.2.1 Studiendesign.....	75
6.2.2 Stichprobe.....	76
6.2.3 Sprunggelenksorthesen.....	76
6.2.4 Bewegungsausmaß.....	78
6.2.5 Fragebögen.....	78
6.2.6 Funktionelle Testverfahren.....	79
6.2.7 Statistische Verfahren.....	83
6.3 Ergebnisse.....	84
6.3.1 Stichprobe.....	84
6.3.2 Bewegungsausmaß.....	84
6.3.3 Subjektive Funktionalität.....	85
6.3.4 Funktionelle Testverfahren.....	87
6.4 Diskussion.....	92
7 Zusammenfassung.....	99
8 Literaturverzeichnis.....	101

Abbildungsverzeichnis

<i>Abbildung 1.</i> Schädigungsmechanismus durch A Landen auf dem Fuß des Gegners und B Tritt des Gegners nach lateral gegen das Sprunggelenk (modifiziert nach Dubin et al., 2011).....	3
<i>Abbildung 2.</i> Die Bewegungsachse des Talokruralgelenks, die die Spitzen der beiden Malleoli von medial-proximal nach lateral-distal verbindet (nach Putz & Müller-Gerbl, 1991).....	7
<i>Abbildung 3.</i> Die Bewegungsachse des unteren Sprunggelenks mit einem Winkel von 42° zur Horizontalebene und zwischen 16° und 23° zur Längsachse des Fußes (modifiziert nach Hagins & Pappas, 2012).	8
<i>Abbildung 4.</i> Die laterale und ventrale Muskulatur des Unterschenkels (modifiziert nach Schünke et al., 2007).....	9
<i>Abbildung 5.</i> Prozentuale Anteile der ligamentären Verletzungen als Folge von Supinationstraumen.....	11
<i>Abbildung 6.</i> Der laterale Bandapparat des Sprunggelenks (modifiziert nach Ivins, 2006).....	12
<i>Abbildung 7.</i> Idealisierter Spannungs-Dehnungskurve von Kollagenfasern innerhalb eines Bandes (modifiziert nach Butler et al., 1978).....	13
<i>Abbildung 8.</i> Vorderer Schubladentest zur Erfassung einer Instabilität des Lig. talofibulare anterius (Polzer et al., 2012).....	18
<i>Abbildung 9.</i> Test zur Überprüfung der lateralen Aufklappbarkeit zur Erfassung einer Instabilität des Lig. calcaneofibulare (Polzer et al., 2012).	19
<i>Abbildung 10.</i> Der Inversionsapparat mit einem eingespannten zu testenden Sprunggelenk – Ansicht von oben.	38
<i>Abbildung 11.</i> Der Patient befindet sich in Seitlage mit dem oben liegenden zu messenden Sprunggelenk im Inversionsapparat eingespannt – Ansicht von vorne.....	39
<i>Abbildung 12.</i> Schematische Darstellung des Hebelarmes x in Abhängigkeit der Winkelstellung zur Berechnung des wirkenden Inversionsmoments während der kraft-kontrollierten Inversion.....	40
<i>Abbildung 13.</i> Intraklassen-Korrelationskoeffizienten (Werte in grauen Rechtecken) zur Bestimmung der Versuch-zu-Versuch-Reliabilität des Ausmaßes der Inversion getrennt nach aufgebrachtener Kraft.	43
<i>Abbildung 14.</i> Darstellung des Ausmaßes der Inversion bei konstant wirkenden 15 N getrennt nach Untersuchungsgruppe und Sprunggelenk.....	47
<i>Abbildung 15.</i> Darstellung der Drehsteifigkeit getrennt nach Untersuchungsgruppe und Sprunggelenk.....	48

<i>Abbildung 16.</i> Das in den Inversionsapparat eingespannte Sprunggelenk mit einem über dem Lig. calcaneofibulare angebrachten Buckle Transducer.....	49
<i>Abbildung 17.</i> Schematische Darstellung des in die Materialprüfmaschine eingespannten Knochen-Band-Knochenkomplexes des Lig. calcaneofibulare. Zusätzlich ist über diesem Band der Buckle Transducer angebracht.....	51
<i>Abbildung 18.</i> Die betrachteten Anteile der Ligg. talofibulare anterius und calcaneofibulare mit den an Ansatz und Ursprung platzierten Markern bzw. berechneten virtuellen Punkten. Die zwischen zwei Markern eingezeichneten schwarzen Verbindungslinien kennzeichnen den Abstand und damit die Länge der jeweiligen Bandanteile.	62
<i>Abbildung 19.</i> Die erfassten Bandlängen L_{ref} , L_{min} , L_{max} in neutraler (t_0) und invertierter (t_1 ; t_2) Sprunggelenksstellung sowie die berechneten Dehnungen ϵ_1 , ϵ_2 und ϵ_3	63
<i>Abbildung 20.</i> Nachgiebigkeit der Ligg. calcaneofibulare und talofibulare anterius...	64
<i>Abbildung 21.</i> Längen der verschiedenen Anteile des Lig. calcaneofibulare in Neutral- und Inversionsstellung des Sprunggelenks.	65
<i>Abbildung 22.</i> Längen der verschiedenen Anteile des Lig. talofibulare anterius in Neutral- und Inversionsstellung des Sprunggelenks.	65
<i>Abbildung 23.</i> Dehnung der verschiedenen Anteile des Lig. calcaneofibulare.	66
<i>Abbildung 24.</i> Dehnung der verschiedenen Anteile des Lig. talofibulare anterius.....	67
<i>Abbildung 25.</i> Die Sprunggelenksorthese Malleo TriStep [®] . A Phase I mit Fußschale zur Einschränkung von Inversion, Eversion und Plantarflexion; B Phase 2 mit Kreuzgurt und Einschränkung der Inversion und Eversion; C Phase 3 verbleibt eine Art Sprunggelenksbandage (modifiziert nach Otto Bock HealthCare, Produktinformation).....	77
<i>Abbildung 26.</i> Die Sprunggelenksorthese Aircast Air-Stirrup [®] (https://www.djoglobal.de/arzt/aircast-air-stirrup.html).....	78
<i>Abbildung 27.</i> Die beweglich gelagerte Plattform mit einem sich im Einbeinstand befindenden Patienten.	80
<i>Abbildung 28.</i> Der Shuttle Run mit zwei, im Abstand von 2,50 m angebrachten, Bodenkontaktmatten.	82
<i>Abbildung 29.</i> Der Zick-Zack-Lauf mit Start und Ziel auf der Kontaktmatte.....	83
<i>Abbildung 30.</i> Prozentualer Anteil der Patienten, bei denen zu den drei Testzeitpunkten t_0 , t_1 und t_3 Einschränkungen der Plantar-/Dorsalflexion und Inversion/Eversion manuell nachgewiesen wurden. Die Betrachtung erfolgte getrennt nach Patienten mit Malleo TriStep [®] - und Aircast AirStirrup [®] -Versorgung.....	85

<i>Abbildung 31.</i> Gesamtscore und Funktionalitätsskala des Foot and Ankle Outcome Score (FAOS) mit den jeweiligen Effektstärken d für die statistisch signifikanten Ergebnisse..	86
<i>Abbildung 32.</i> Gesamtscore und Funktionalitätsskala der American Orthopaedic Foot and Ankle Society ankle-hindfoot scale (AOFAS) mit den jeweiligen Effektstärken d für die statistisch signifikanten Ergebnisse..	87
<i>Abbildung 33.</i> Zurückgelegter normalisierter Weg der Plattform während des Gleichgewichtstests getrennt nach Untersuchungsgruppen und Testzeitpunkten.....	88
<i>Abbildung 34.</i> Normalisierte Schwingungsfrequenz der Plattform während des Gleichgewichtstests getrennt nach Untersuchungsgruppen und Testzeitpunkten.....	89

Tabellenverzeichnis

<i>Table 1.</i> Mechanische Eigenschaften der lateralen Bänder des Sprunggelenks (modifiziert nach Siegler et al., 1988).	14
<i>Table 2.</i> Länge [mm], Breite [mm] und Querschnittsfläche [mm ²] der lateralen Bänder anhand verschiedener Studien.	15
<i>Table 3.</i> Mögliche nicht-ligamentäre Begleitverletzungen von akuten Supinationstraumen.	17
<i>Table 4.</i> Einteilung der Bandverletzung nach Schweregraden (modifiziert nach Boyce et al., 2005; Best et al., 2011; O'Connor & Martin, 2011; Polzer et al., 2012).	20
<i>Table 5.</i> Einteilung der Bandverletzung nach der Stabilität des Sprunggelenks anhand der Befunde des vorderen Schublagentests und der lateralen Aufklappbarkeit (modifiziert nach Polzer et al., 2012).	21
<i>Table 6.</i> Unterschiede zwischen gesundem Bandgewebe und Narbengewebe (modifiziert nach Hauser & Dolan, 2011).	25
<i>Table 7.</i> Intraklassen-Korrelationskoeffizienten (ICC) zur Bestimmung der Test-Retest-Reliabilität des Ausmaßes der Inversion.	42
<i>Table 8.</i> Intraklassen-Korrelationskoeffizienten (ICC) zur Bestimmung der Test-Retest-Reliabilität der Drehsteifigkeit.	42
<i>Table 9.</i> Intraklassen-Korrelationskoeffizient (ICC) zur Bestimmung der Versuch-zu-Versuch-Reliabilität der Drehsteifigkeit.	43
<i>Table 10.</i> Beschreibung der Stichprobe getrennt nach Patientengruppen und gesunder Kontrollgruppe.	46
<i>Table 11.</i> Das subjektive Instabilitätsgefühl im verletzten Sprunggelenk getrennt nach Patientengruppen.	46
<i>Table 12.</i> Beschreibung der Stichprobe.	50
<i>Table 13.</i> Unterschiede im Ausmaß der Inversion zwischen Präparaten, Patienten und einer gesunden Kontrollgruppe.	53
<i>Table 14.</i> Unterschiede der Drehsteifigkeit zwischen Präparaten, Patienten und einer gesunden Kontrollgruppe.	53
<i>Table 15.</i> Das durch die extern applizierte Kraft erzeugte Ausmaß der Inversion und die dabei wirkende Zugkraft innerhalb des Lig. calcaneofibulare.	53
<i>Table 16.</i> Korrelation zwischen der Bandsteifigkeit und der Drehsteifigkeit.	53
<i>Table 17.</i> Beschreibung der Interventionsgruppen und der Kontrollgruppe.	84
<i>Table 18.</i> Effektstärken d der statistisch signifikanten Ergebnisse des zurückgelegten normalisierten Weges der Plattform während des Gleichgewichtstests. ...	88
<i>Table 19.</i> Effektstärke d der statistisch signifikanten Ergebnisse der normalisierten Schwingungsfrequenz der Plattform während des Gleichgewichtstests. ...	90

<i>Tabelle 20.</i> Vergleich der Kontaktzeiten des Shuttle Runs zwischen den Untersuchungsgruppen.....	91
<i>Tabelle 21.</i> Vergleich der Zwischenzeiten des Shuttle Runs zwischen den Untersuchungsgruppen.....	91

1 Einleitung

Akute Verletzungen des Sprunggelenks gehören zu den häufigsten muskuloskelettalen Verletzungen (Boruta et al., 1990; Pijnenburg et al., 2000; Kerkhoffs et al., 2010). In den westlichen Ländern, wie unter anderem USA, Großbritannien, Niederlande oder Deutschland ereignet sich täglich etwa eine Sprunggelenksverletzung pro 10.000 Einwohner (Brooks et al., 1981; Kannus & Renström, 1991; Kerkhoffs et al., 2007a; Gösele-Koppenburg & Kannenberg, 2009). In Deutschland entspricht dies etwa 8000 Sprunggelenksverletzungen pro Tag (Rosenbaum & Becker, 1999; Gösele-Koppenburg & Kannenberg, 2009). 85% dieser Verletzungen betreffen den lateralen Kapsel-Bandapparat und sind somit hauptsächlich die Folge eines Supinationstraumas (Garrick, 1977; Callaghan, 1997; Ferran & Maffulli, 2006). Obwohl sich diese Traumen durchaus auch in Alltagssituationen ereignen, treten sie doch vorwiegend während körperlicher Aktivität und hier, vor allem bei Sprüngen und schnellen Richtungswechseln, auf. Mit 10% - 30% stellen Supinationstraumen die häufigsten Sportverletzungen dar (Brooks et al., 1981; Denegar & Miller, 2002; van Rijn et al., 2009; Chan et al., 2011; Witjes et al., 2012; Kerkhoffs et al., 2012). In einer Studie von Suhr et al. (2012) wurden 416 Patienten mit akuten Supinationstraumen zu den Unfallursachen befragt. Bei 24% der Patienten kam es während der Freizeit zum Trauma, wohingegen 37% ein Supinationstrauma während des Sports erlitten. Bei den restlichen Patienten handelte es sich um Arbeits- oder Wegeunfälle. Durch die hohe Inzidenz verursachen Supinationstraumen jährliche Kosten in Höhe von circa 40 Millionen Euro pro einer Milliarde Einwohner (Gösele-Koppenburg & Kannenberg, 2009).

Durch die große Relevanz dieser Verletzung ist ein umfassendes Verständnis des Schädigungsmechanismus von Supinationstraumen von Interesse und erfordert demzufolge laufend neue wissenschaftliche Erkenntnisse. Von besonderer Bedeutung ist es, die Kenntnisse über die funktionelle Anatomie der Bänder zu erweitern (Kumai et al., 2002), um dadurch den Schädigungsmechanismus von Supinationstraumen besser zu verstehen. Des Weiteren ist eine Bereitstellung standardisierter Diagnose- und Therapiemaßnahmen von Supinationstraumen, die derzeit nicht verfügbar sind,

entscheidend, um dadurch eine schnelle Wiederherstellung zu erreichen und langfristige Komplikationen zu reduzieren (Kerkhoffs et al., 2001; van Rijn et al., 2010; Polzer et al., 2012).

In der vorliegenden Arbeit wird zunächst in einem einleitenden Teil auf den Schädigungsmechanismus von Supinationstraumen mit der zugrunde liegenden Anatomie und Biomechanik der beteiligten Strukturen eingegangen. Des Weiteren erfolgt neben der Erläuterung der Heilungsphasen der verletzten Bänder, das Aufzeigen von Diagnose- und Therapiemöglichkeiten von akuten Supinationstraumen. Im Anschluss werden unter Berücksichtigung der Belastung und Beanspruchung des lateralen Kapsel-Bandapparates am Sprunggelenk in einzelnen Studien das Verständnis über den Schädigungsmechanismus erweitert und neue standardisierte Erkenntnisse im Bereich der Diagnostik und Therapie von Supinationstraumen bereitgestellt.

2 Theoretische Grundlagen

2.1 Schädigungsmechanismus von Supinationstraumen

Der Schädigungsmechanismus von akuten Supinationstraumen ist gekennzeichnet durch ein erhöhtes Inversionsmoment der Bodenreaktionskraft (Fuller, 1999; Fong et al., 2009a). Dies liegt in einem, in Bezug zur subtalaren Gelenksachse, medial verlagerten Kraftangriffspunkt oder in einer lateral gelegenen Subtalarachse während des initialen Bodenkontaktes während des Gehens, Laufens oder Landungen nach Sprüngen begründet (Abbildung 1) (Ekstrand & Tropp, 1990; Bahr & Bahr, 1997). Weitere Ursachen für ein erhöhtes Inversionsmoment stellen hohe Horizontalkräfte nach medial unterhalb des Sprunggelenks, wie zum Beispiel ein Wegrutschen eines Fußes nach lateral mit plötzlichem unvorhersehbarem Abstoppen, dar. Ebenfalls führen hohe Horizontalkräfte nach lateral oberhalb bzw. auf Höhe des Sprunggelenks, wie zum Beispiel ein Tritt des Gegners zum Zeitpunkt des initialen Bodenkontaktes, zu einem erhöhten Inversionsmoment und damit zu Supinationstraumen (Abbildung 1) (Andersen et al., 2004).

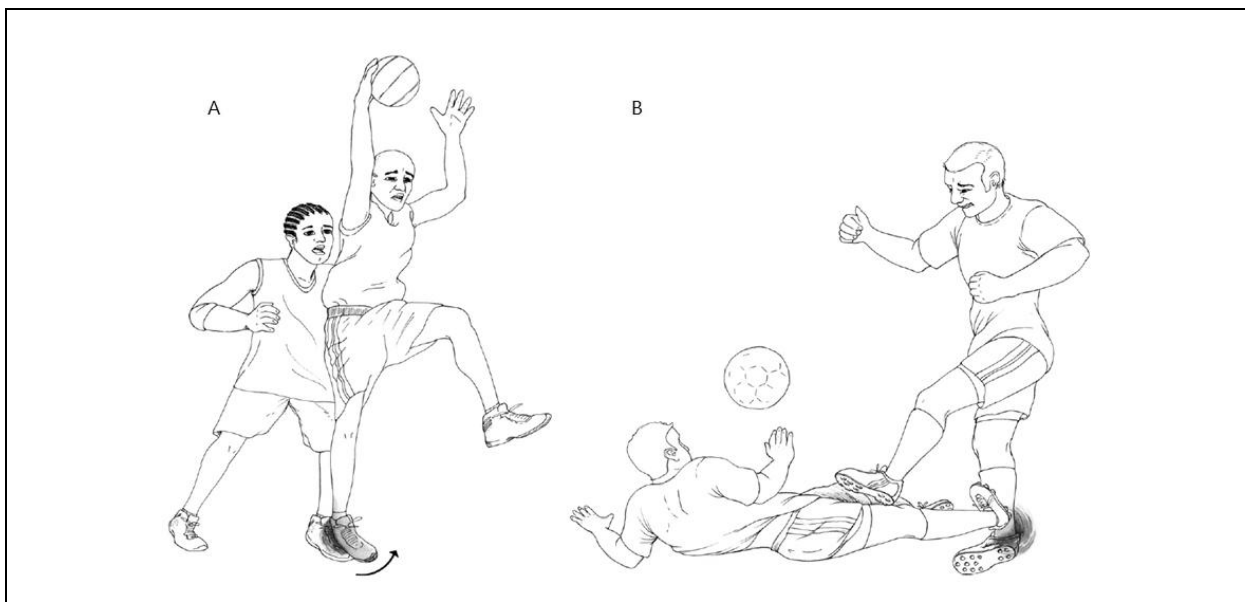


Abbildung 1. Schädigungsmechanismus durch A Landen auf dem Fuß des Gegners und B Tritt des Gegners nach lateral gegen das Sprunggelenk (modifiziert nach Dubin et al., 2011).

Um der übermäßigen Inversionsbewegung des Fußes entgegenzuwirken, muss ein internes Eversionsmoment durch die Mm. peronei und die lateralen Bänder erzeugt werden (Fuller, 1999). Eine Schwäche oder Verzögerung dieses kompensatorischen

Abwehrmechanismus der aktiven und passiven Evertoren führt zu einer übermäßigen Inversion und Innenrotation des Rückfußes (Safran et al., 1999a; Fuller, 1999; Wright et al., 2000; Ardèvol et al., 2002; Fong et al., 2009a; Rammelt et al., 2011; Witjes et al., 2012). Gleichzeitig beschreiben der Unterschenkel und der Talus eine Außenrotation (Fuller, 1999). Folglich kommt es zu einer Dehnung der Außenbänder des Sprunggelenks (Ekstrand & Tropp, 1990; Bahr & Bahr, 1997; Hertel, 2002; Wikstrom et al., 2009a). Überschreitet diese Dehnung die physiologische Beanspruchungsgrenze wird der laterale Bandkomplex geschädigt (Wright et al., 2000). Durch eine gleichzeitig auftretende erhöhte Plantarflexion des Sprunggelenks während des initialen Bodenkontakts scheint sich das Verletzungsrisiko zu erhöhen (Vitale & Fallat, 1988; Safran et al., 1999a; Wright et al., 2000; Ardèvol et al., 2002; Witjes et al., 2012). Ein möglicher Grund hierfür ist, dass ein größeres Ausmaß der Plantarflexion, die Wahrscheinlichkeit des Auftretens einer übermäßigen Inversion erhöht und dadurch zu einer schwereren Verletzung beiträgt (Wright et al., 2000).

Die bisher beschriebene Kinematik und Kinetik des Verletzungsmechanismus wurden mit Hilfe von simulierten Supinationstraumen in-vivo und in-vitro erfasst (Fong et al., 2009a, 2009b). Demgegenüber stehen Fallstudien, in denen sich jeweils während einer biomechanischen Laboruntersuchung Supinationstraumen ereigneten. In allen Studien kam es während Bewegungen mit schnellen Richtungsänderungen zu den Verletzungen. Die gewonnenen Daten des Verletzungsversuchs wurden jeweils mit zwei (Kristianslund et al., 2011), drei (Fong et al., 2009b) oder 16 (Gehring et al., 2012) erfolgreich und verletzungsfrei durchgeführten Versuchen verglichen. Mok et al. (2011) analysierten zwei Videoaufnahmen von Supinationstraumen in Wettkampfsituationen. Es zeigten sich Auffälligkeiten zu zwei Zeitpunkten der Stützphase. Bei den Verletzungsversuchen kam es zu Beginn der Stützphase (bis zu etwa 60 ms nach initialem Bodenkontakt) zu einer höheren Winkelgeschwindigkeit während der Inversion und Innenrotation im Vergleich zu den verletzungsfreien Versuchen. Im Anschluss näherten sich das Bewegungsausmaß und die Momente des Verletzungsversuchs denen der verletzungsfreien Versuche an. Darauffolgend zeigte sich eine übermäßige Inversion und Innenrotation sowie ein erhöhtes Inversions- und

Innenrotationsmoment während des Verletzungsversuchs (je nach Studie zwischen etwa 80 ms und 170 ms der Stützphase). Die Autoren gehen davon aus, dass sich die Supinationstraumen in der letztgenannten Phase ereigneten (Fong et al., 2009b; Kristianslund et al., 2011; Gehring et al., 2012). Diese Studienergebnisse bestätigen die bereits, durch Simulationsstudien herausgefundene, erhöhte Inversion und Innenrotation zum Zeitpunkt der Verletzung.

Gehring et al. (2012) zeigten des Weiteren ein initiales Plantarflexionsmoment sowie eine erhöhte Plantarflexion über die gesamte Dauer der betrachteten Stützphase während des Verletzungsversuchs im Vergleich zu den verletzungsfreien Versuchen. Andere Autoren fanden hingegen eine erhöhte Dorsalflexion während des angenommenen Verletzungsereignisses (Fong et al., 2009b; Mok et al., 2011; Kristianslund et al., 2011). Über das Bewegungsausmaß in der Sagittalebene während des Erleidens von Supinationstraumen können anhand dieser Fallstudien keine einheitlichen Aussagen getroffen werden (Mok et al., 2011; Kristianslund et al., 2011). Eventuell ist dies dadurch zu erklären, dass eine erhöhte Plantarflexion lediglich das Auftreten einer übermäßigen Inversion begünstigt sowie zu einer schwereren Verletzung beiträgt (Wright et al., 2000). In den vorliegenden Studien erlitten allerdings alle Probanden nur leichte Verletzungen des lateralen Bandapparates (Fong et al., 2009b; Kristianslund et al., 2011; Gehring et al., 2012). Des Weiteren muss bei der Interpretation dieser Daten beachtet werden, dass eine Verallgemeinerung nur schwer möglich ist (Gutierrez et al., 2009; Gehring et al., 2012). Zusätzlich kann es zu Ungenauigkeiten aufgrund der Messmethodik, wie die Betrachtung des Fußes als einzelnes rigides Segment oder die Markerplatzierung auf Schuhen, kommen (Gehring et al., 2012).

Zu den Risikofaktoren von Supinationstraumen gehört, neben der bereits erwähnten lateral gelegenen Subtalarachse, dem medial verlagerten Kraftangriffspunkt und den hohen Horizontalkräften im Bereich des Sprunggelenks, auch eine verzögerte Reaktionszeit der Peronalmuskulatur (Baumhauer et al., 1995; Beynnon et al., 2001; Fong et al., 2009a). Es wird davon ausgegangen, dass die Reaktionszeit der Mm. peronei zu langsam ist, um der unerwarteten explosiven Inversion während des

Erleidens eines Supinationstraumas entgegen wirken zu können (Fong et al., 2009a). Aus diesem Grund ist eine frühzeitige Aktivierung bereits vor dem initialen Bodenkontakt entscheidend (Sinkjaer et al., 1988; Konradsen et al., 1997). Zusätzlich ist ein bereits erlittenes Supinationstrauma ein wichtiger Risikofaktor für das Auftreten einer erneuten Verletzung (Smith & Reischl, 1986; Ekstrand & Tropp, 1990; Bahr & Bahr, 1997; McKay et al., 2001; Beynnon et al., 2002; Ivins, 2006). Es ist jedoch zu beachten, dass nur ein begrenzter Nachweis für Risikofaktoren von Supinationstraumen existiert (Beynnon et al., 2001, 2002). So bleiben viele in der Literatur vorgeschlagenen Faktoren, wie zum Beispiel Geschlecht, Größe, Gewicht, Beindominanz, Fußtyp, Kraft oder Sprunggelenklaxizität umstritten und benötigen weitere Untersuchungen (Garrick & Requa, 1988; Beynnon et al., 2002; Fong et al., 2009a).

2.2 Anatomie des Sprunggelenks

Unter Berücksichtigung des Schädigungsmechanismus von Supinationstraumen sind das obere und untere Sprunggelenk mit dem statisch stabilisierenden Bandapparat und der dynamisch stabilisierenden Muskulatur, vor allem im lateralen Bereich des Sprunggelenks, von Bedeutung. Das obere Sprunggelenk (OSG) bzw. Talokruralgelenk wird von den distalen Enden der Tibia und Fibula sowie dem Talus gebildet (Putz & Müller-Gerbl, 1991; Faller & Schünke, 2004; Rammelt et al., 2011). Die Bewegungsachse dieses Gelenks verbindet idealisiert die Spitzen der beiden Malleoli von medial-proximal nach lateral-distal in einem Winkel von circa 80° zur Längsachse der Tibia (Abbildung 2) (Valderrabano et al., 2009; Hagins & Pappas, 2012).

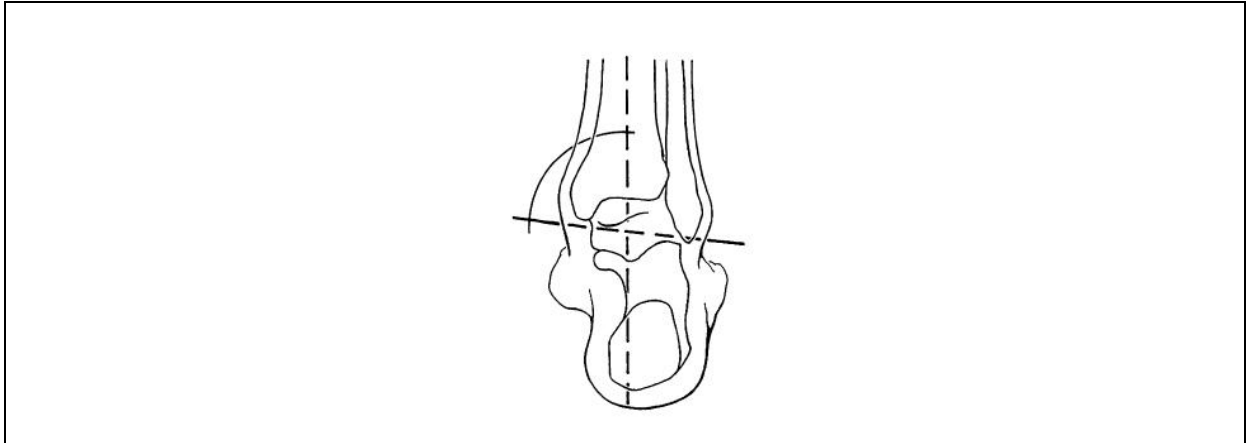


Abbildung 2. Die Bewegungsachse des Talokruralgelenks, die die Spitzen der beiden Malleoli von medial-proximal nach lateral-distal verbindet (nach Putz & Müller-Gerbl, 1991).

Das Talokruralgelenk ermöglicht eine maximale Plantarflexion von bis zu 50° sowie eine Dorsalflexion bis maximal 30° und befindet sich somit während des Erleidens eines Supinationstraumas häufig in einem übermäßigen Bewegungsausmaß (Hicks, 1953; Close, 1956; Renstrom et al., 1988; Lundberg, 1989; Faller & Schünke, 2004; Valderrabano et al., 2009).

Das untere Sprunggelenk (USG) besteht aus zwei, durch den Sinus tarsi getrennten, Gelenkanteilen (Putz & Müller-Gerbl, 1991; Pretterklieber, 1999; Faller & Schünke, 2004; Valderrabano et al., 2009). Das Subtalargelenk stellt den hinteren Anteil dar und besteht aus Talus und Kalkaneus (Pretterklieber, 1999; Faller & Schünke, 2004; Valderrabano et al., 2009; Goto et al., 2009). Im vorderen Anteil artikulieren der Kalkaneus, der Talus und das Os naviculare und bilden somit das Talocalcaneonaviculargelenk (Pretterklieber, 1999; Faller & Schünke, 2004; Valderrabano et al., 2009). Die Bewegungsachse des USG verläuft schräg durch den Sinus tarsi vom lateralen unteren Kalkaneusrand zum medial-distalen Teil des Talushalses (Hicks, 1953; Valderrabano et al., 2009). Diese Achse beschreibt einen Winkel von 42° zur Horizontalebene und zwischen 16° und 23° zur Längsachse des Fußes (Abbildung 3) (Manter, 1941; Procter & Paul, 1982; Lundberg, 1989).

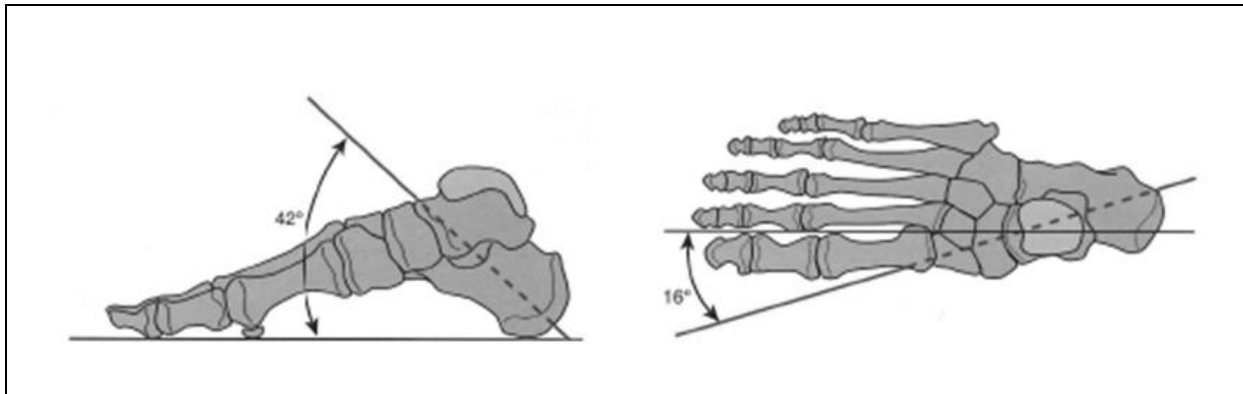


Abbildung 3. Die Bewegungsachse des unteren Sprunggelenks mit einem Winkel von 42° zur Horizontalebene und zwischen 16° und 23° zur Längsachse des Fußes (modifiziert nach Hagins & Pappas, 2012).

Bewegungen des USG sind die Eversion bis maximal 30° und die maximale Inversion bis zu 60° (Renstrom et al., 1988; Rockar, 1995; Pretterklieber, 1999; Faller & Schünke, 2004). Eine übermäßige Inversion des USG liegt zum Zeitpunkt des Erleidens eines Supinationstraumas vor.

Das OSG und das USG bilden aufgrund des Bandapparats und der gelenkübergreifenden Muskulatur eine funktionelle Einheit (Putz & Müller-Gerbl, 1991; Müller-Gerbl, 2001; Leardini et al., 2001). Kombinierte Bewegungen der beiden Sprunggelenke sind die Supination bis maximal 30° und eine maximale Pronation bis zu 10° (Stephens & Sammarco, 1992; Sarrafian, 1993; Goto et al., 2009).

Bei den Angaben zum Bewegungsausmaß des OSG und USG ist zu beachten, dass Abweichungen aufgrund einer unterschiedlichen Messmethodik bestehen können. Des Weiteren führen Variationen in der Lage der Gelenkachsen, die in interindividuellen anatomischen Unterschieden oder in wechselnden Fußstellungen während des Bewegungsablaufes begründet liegen, zu einem unterschiedlichen maximalen Bewegungsausmaß (Manter, 1941; Hicks, 1953; Kirby, 1987, 1989; Moseley et al., 2001; Martin & McPoil, 2005; Martin, 2011).

Die dynamisch stabilisierende Muskulatur wirkt sowohl auf das USG als auch auf das OSG (Faller & Schünke, 2004). In Bezug auf den Schädigungsmechanismus eines Supinationstraumas sind in erster Linie der M. peroneus longus und der M. peroneus brevis entscheidend. Diese Muskulatur bewirkt eine Eversion im USG und eine Plantarflexion im OSG und wirkt somit, bei frühzeitiger Aktivierung, der übermäßigen

Inversion während eines Supinationstraumas entgegen (Faller & Schünke, 2004; Valderrabano et al., 2009). Des Weiteren bremsen die ventralen Muskeln des Unterschenkels mit dem M. tibialis anterior, M. extensor digitorum longus und dem M. extensor hallucis longus durch eine exzentrische Kontraktion die Plantarflexion ab (Abbildung 4) (Dubin et al., 2011).

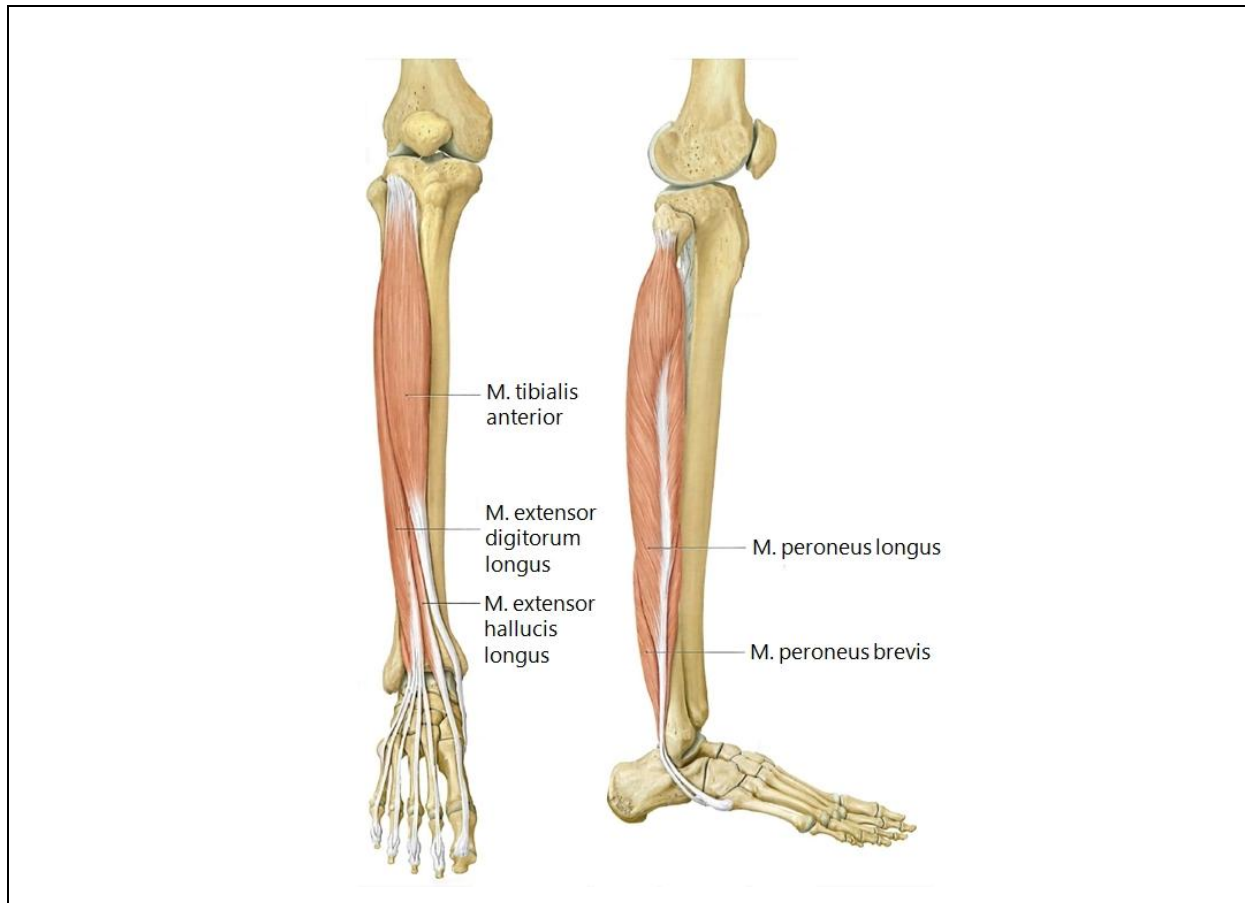


Abbildung 4. Die laterale und ventrale Muskulatur des Unterschenkels (modifiziert nach Schünke et al., 2007).

Das gesamte Sprunggelenk ist von einer Kapsel umschlossen, die lateral und medial durch Bänder verstärkt wird (Taser et al., 2006). Der Bandapparat, der das Sprunggelenk statisch stabilisiert, besteht aus einem talokruralen und einem subtalaren Anteil, die funktionell miteinander verbunden sind (Bonnel et al., 2010). Der mediale statische Stabilisator des Sprunggelenks ist hauptsächlich das Lig. deltoideum, das sich aus einer oberflächlichen und einer tiefen Schicht zusammensetzt (Pankovich & Shivaram, 1979; Putz & Müller-Gerbl, 1991; Milner & Soames, 1998; Boss & Hintermann, 2002; Bonnel et al., 2010). Die oberflächlichen Fasern stabilisieren das OSG und das USG, die tiefen Fasern hingegen nur das OSG

(Valderrabano et al., 2009; Bonnel et al., 2010). Dem anatomischen Verlauf folgend, begrenzt das Lig. deltoideum die maximale Plantarflexion, Eversion und Außenrotation (Putz & Müller-Gerbl, 1991; Hagins & Pappas, 2012). Auf den medialen Bandapparat mit weiteren sprunggelenksstabilisierenden Bändern wird nicht näher eingegangen, da dieser vom Schädigungsmechanismus von Supinationstraumen nur in sehr seltenen Fällen betroffen ist.

Neben dem lateralen Bandapparat und dem medialen Lig. deltoideum ist das Sprunggelenk von den Bändern der tibiofibularen Syndesmose umgeben (Pollard et al., 2002; Golanó et al., 2010). Dieser Syndesmosenkomplex gewährleistet die Stabilität zwischen Tibia und Fibula und garantiert die Führung des Talus (Pollard et al., 2002; Rammelt et al., 2003; Golanó et al., 2010).

2.3 Anatomie und Biomechanik des lateralen Bandapparates

Wie bereits erwähnt, kommt es als Folge von Supinationstraumen hauptsächlich zu einer Schädigung des lateralen Bandapparates des Talokruralgelenks mit dem Lig. talofibulare anterius (ATFL), Lig. calcaneofibulare (CFL) und Lig. talofibulare posterius (PTFL). Bei 65% aller Supinationstraumen findet sich eine isolierte Verletzung des ATFL (Broström, 1964, 1966a, 1966b). Bei circa 20% zeigt sich eine kombinierte Verletzung des ATFL und des CFL (Broström, 1964, 1966a, 1966b). Eine alleinige Verletzung des CFL wird nur selten beobachtet (Miller & Bosco, 2001). Bei sehr schweren Verletzungen kommt es zu einer Schädigung des PTFL (Broström, 1964; Safran et al., 1999a; Kerkhoffs et al., 2009; Chan et al., 2011). Zusätzlich ist bei etwa 10% die Syndesmose zwischen Tibia und Fibula betroffen (Broström, 1964; Gösele-Koppenburg & Kannenberg, 2009). Es ist zu beachten, dass sich die prozentualen Anteile der Bandverletzungen auf nur wenige Literaturangaben berufen und demzufolge nur einen groben Anhaltspunkt liefern. Die ligamentären Verletzungen als Folge von Supinationstraumen sind zusammenfassend Abbildung 5 zu entnehmen (Rammelt et al., 2011).

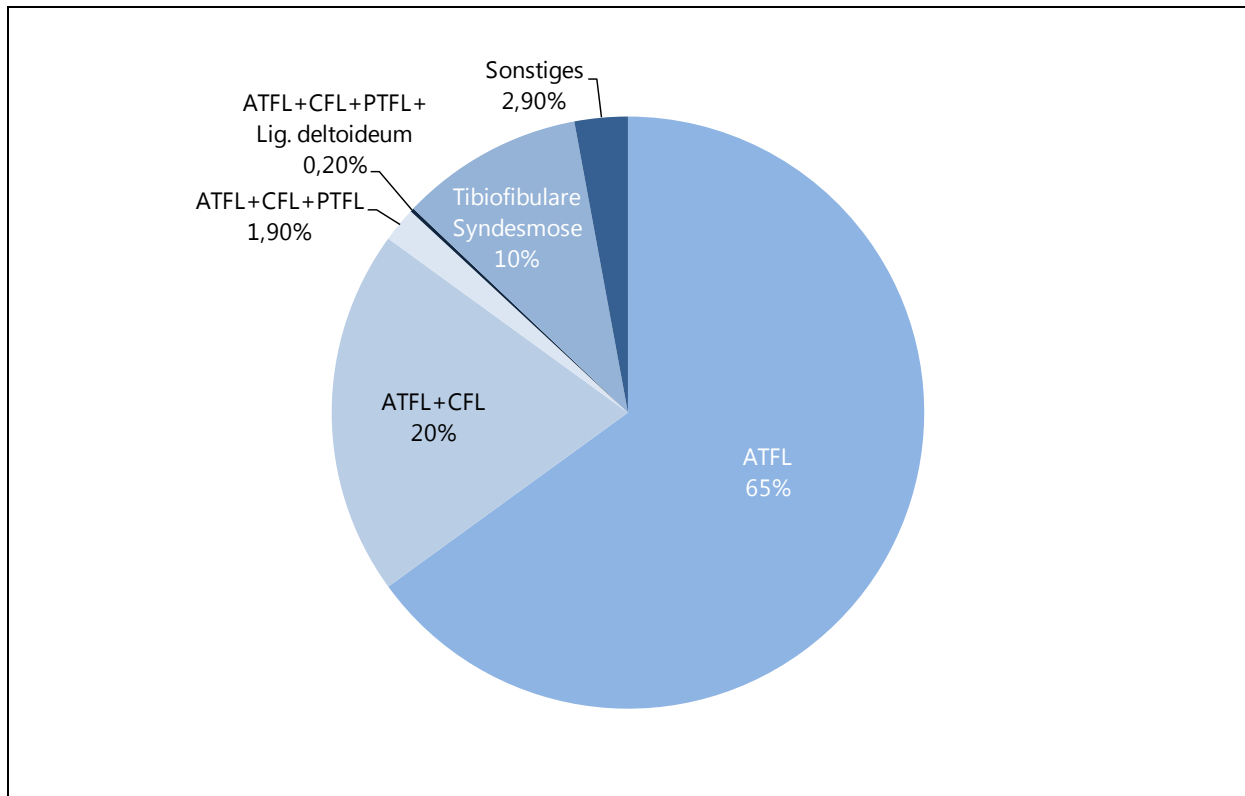


Abbildung 5. Prozentuale Anteile der ligamentären Verletzungen als Folge von Supinationstraumen. ATFL = Lig. talofibulare anterius; CFL = Lig. calcaneofibulare; PTFL = Lig. talofibulare posterius.

Die Verletzungshäufigkeit der einzelnen Bänder liegt unter Berücksichtigung des Schädigungsmechanismus zum einen in der anatomischen Lage und zum anderen in den mechanischen Eigenschaften der Bänder begründet. Das ATFL entspringt am vorderen distalen Rand des Malleolus lateralis und zieht horizontal, leicht abfallend zum lateralen Talushals. Das CFL hat seinen Ursprung ebenfalls am Malleolus lateralis. Es zieht von dort schräg plantarwärts und nach posterior zum Ansatz an der lateralen Seite des Kalkaneus. Somit überspannt es sowohl das USG als auch das OSG. Die posterioren Anteile des Malleolus lateralis und des Talus verbindet das horizontal und tief liegende PTFL (Broström, 1966a; Siegler et al., 1988; Hintermann, 1996; Taser et al., 2006; Golanó et al., 2010; Bonnel et al., 2010; Dubin et al., 2011). Der Verlauf des lateralen Bandapparats wird in Abbildung 6 ersichtlich.

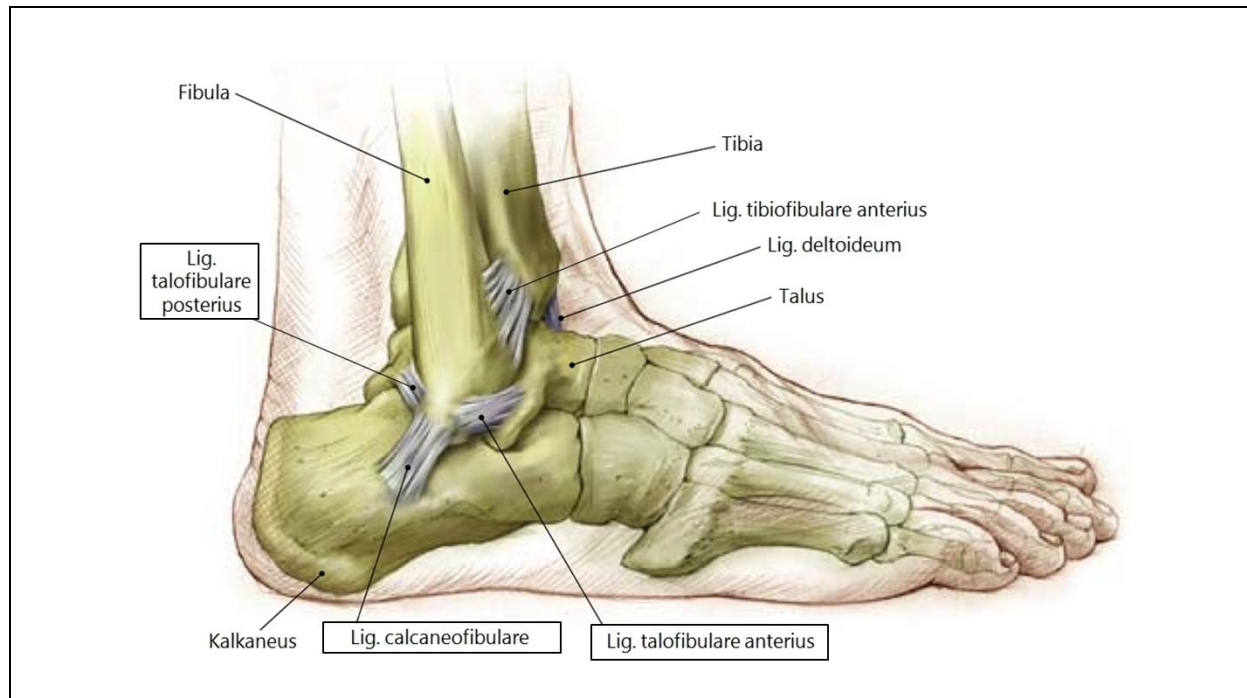


Abbildung 6. Der laterale Bandapparat des Sprunggelenks (modifiziert nach Ivins, 2006).

Entsprechend der anatomischen Lage der Bänder, sowie anhand von Ergebnissen aus verschiedenen Präparatstudien, konnten die Längenänderungen und somit die Einschränkung des jeweiligen maximalen Bewegungsausmaßes durch die einzelnen lateralen Bänder bestimmt werden. Die anatomische Lage ist somit für die stabilisierende Wirkung während Sprunggelenksbewegungen sowie für die unterstützende Funktion akuten Supinationstraumen entgegenzuwirken entscheidend. Wird allerdings das maximale physiologische Bewegungsausmaß überschritten, kommt es zur Schädigung der jeweiligen, in Abhängigkeit einer bestimmten Sprunggelenksbewegung, gedehnten Bänder. Das ATFL beschreibt während einer Plantarflexion eine Längenzunahme und begrenzt somit das Bewegungsausmaß in dieser Richtung (Renstrom et al., 1988; Colville et al., 1990; Kjaersgaard-Andersen et al., 1991; Leardini et al., 1999; Ozeki et al., 2002; Bekerom et al., 2008; Merian et al., 2011). Zusätzlich stabilisiert dieses Band das Sprunggelenk in maximaler Innenrotation (Renstrom et al., 1988; Colville et al., 1990; Kjaersgaard-Andersen et al., 1991; Miller & Bosco, 2001). Die Längen des CFL und des PTFL nehmen in Dorsalflexion und Außenrotation zu und kontrollieren somit diese Bewegungen (Renstrom et al., 1988; Colville et al., 1990; Kjaersgaard-Andersen et al., 1991; Hintermann, 1996; Miller & Bosco, 2001; Ozeki et al., 2002; Merian et al., 2011).

Das CFL wirkt zusätzlich in einem geringen Ausmaß der Innenrotation entgegen (Kjaersgaard-Andersen et al., 1987, 1991). In übermäßiger Inversion wird das Sprunggelenk in erster Linie durch das CFL stabilisiert (Rasmussen & Tovborg-Jensen, 1982; Rasmussen, 1985; Colville et al., 1990; Kjaersgaard-Andersen et al., 1991; Beumer et al., 2003). Das ATFL wird ebenfalls in geringem Maße während Inversion gedehnt (Renstrom et al., 1988; Colville et al., 1990; Kjaersgaard-Andersen et al., 1991; Ozeki et al., 2002; Merian et al., 2011). Bei Eversionsbewegungen zeigt das PTFL eine deutliche Längenzunahme (Colville et al., 1990; Merian et al., 2011).

Wie bereits erwähnt, ist die Verletzungsanfälligkeit der lateralen Bänder neben der anatomischen Lage auch von den mechanischen Eigenschaften abhängig. Diese werden mit Hilfe von Zugtests des isolierten Knochen-Band-Knochenkomplexes erfasst (Attarian et al., 1985; Siegler et al., 1988; Merian et al., 2011), wobei das jeweilige Band bis zum Zerreißen gedehnt wird. Dabei werden die aufgebrachte Kraft und die Längenänderung des Bandes aufgezeichnet (Jung et al., 2009). Durch die Normalisierung der Kraft auf die Querschnittsfläche des Bandes und die Darstellung der Verformung in Prozent der Ausgangslänge wird die Spannungs-Dehnungskurve erzeugt (Jung et al., 2009). In Abbildung 7 wird das Verhalten der Kollagenfasern eines Bandes in einer idealisierten Spannungs-Dehnungskurve dargestellt.

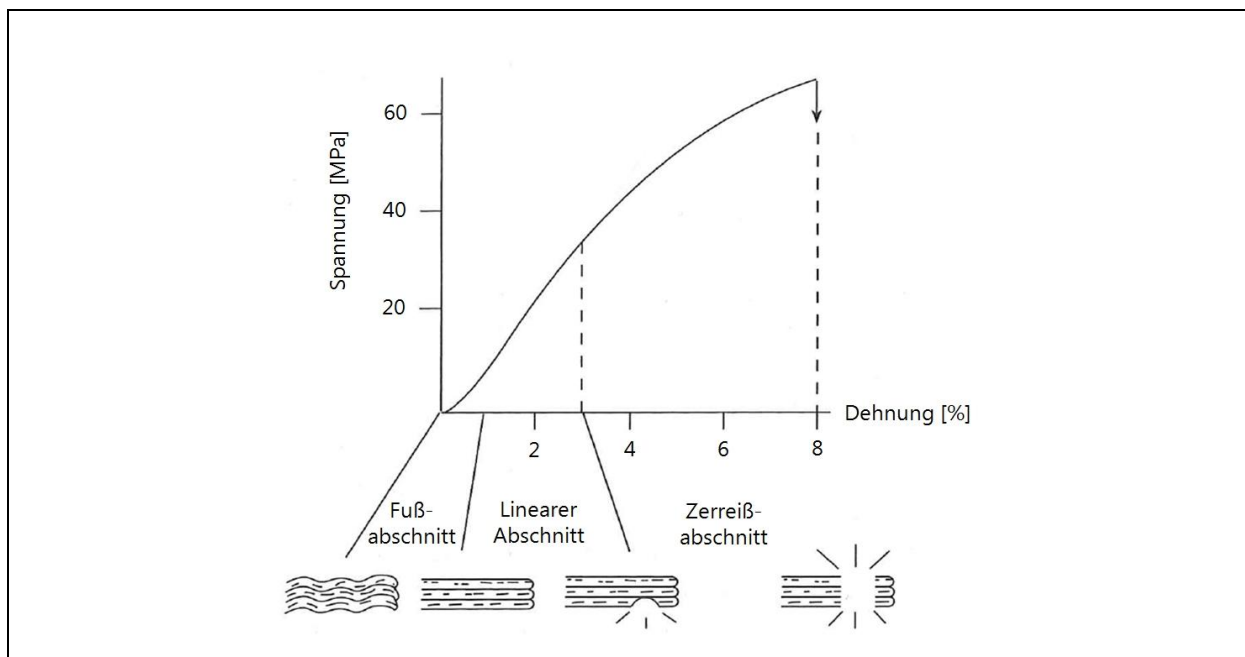


Abbildung 7. Idealisierte Spannungs-Dehnungskurve von Kollagenfasern innerhalb eines Bandes (modifiziert nach Butler et al., 1978).

Der erste Abschnitt der Kurve, auch Fußabschnitt genannt, entspricht dem physiologischen Beanspruchungsbereich des Bandes mit einer maximalen Dehnung zwischen 1,5% und 4% (Abrahams, 1967; Stromberg & Wiederhielm, 1969; Shah et al., 1977; Hintermann, 1996). Durch die Zugbeanspruchung in diesem Bereich richten sich die gewellten Kollagenfasern schrittweise geradlinig aus. Sobald die Kollagenfasern geglättet sind, beginnt der lineare Abschnitt der Kurve bis zu einer maximalen Dehnung zwischen 20% und 40% (Noyes et al., 1974; Kennedy et al., 1976). Am Ende des linearen Bereichs, im sogenannten Zerreiabschnitt, folgt der Punkt der Elastizitsgrenze, ab dem es zu Rupturen von einzelnen Faserbündeln kommt, bis sich, bei weiterer Beanspruchung, eine komplette Bandruptur ereignet (Butler et al., 1978; Hintermann, 1996).

Anhand der Kraft-Verformungskurve bzw. der Spannungs-Dehnungskurve lassen sich sowohl zum Zeitpunkt der Ruptur als auch zum Zeitpunkt der Elastizitsgrenze die Reißfestigkeit, die Längenänderung, die Spannung und die Dehnung bestimmen. Zusätzlich wurden die Steifigkeit und der Elastizitätsmodul betrachtet. Eine Übersicht über die mechanischen Eigenschaften wird in Tabelle 1 gegeben.

Tabelle 1. Mechanische Eigenschaften der lateralen Bänder des Sprunggelenks (modifiziert nach Siegler et al., 1988).

	Parameter	ATFL	CFL	PTFL
	Reißfestigkeit [N]	231 ± 129	307 ± 142	418 ± 191
Zeitpunkt der Ruptur	Längenänderung [cm]	0,246 ± 0,076	0,366 ± 0,071	0,348 ± 0,094
	Spannung [MPa]	24,20 ± 16,91	46,22 ± 36,62	25,95 ± 24,78
	Dehnung [cm/cm]	0,15 ± 0,06	0,13 ± 0,03	0,17 ± 0,05
	Reißfestigkeit [N]	222 ± 133	289 ± 138	400 ± 187
Zeitpunkt der Elastizitsgrenze	Längenänderung [cm]	0,226 ± 0,081	0,343 ± 0,061	0,325 ± 0,086
	Spannung [MPa]	22,59 ± 16,64	43,64 ± 35,85	25,00 ± 23,97
	Dehnung [cm/cm]	0,14 ± 0,07	0,13 ± 0,02	0,16 ± 0,04
Weitere Parameter	Steifigkeit [N/mm]	141,8 ± 79,3	126,6 ± 42,9	164,3 ± 55,5
	Elastizitätsmodul [MPa]	255,5 ± 181,3	512,0 ± 333,5	216,5 ± 169,5

Werte dargestellt in MW ± SD; ATFL = Lig. talofibulare anterius; CFL = Lig. calcaneofibulare; PTFL = Lig. talofibulare posterius

Das ATFL ist bei akuten Supinationstraumen am häufigsten verletzt, was sich in der geringsten maximalen Reißfestigkeit, in der geringsten Reißfestigkeit zum Zeitpunkt der Elastizitätsgrenze und einer geringen maximalen Dehnung widerspiegelt (Broström, 1964, 1966a, 1966b; Attarian et al., 1985; Siegler et al., 1988). Bei 20% aller Supinationstraumen kommt es zu einer gleichzeitigen Ruptur des CFL, was durch den höchsten Elastizitätsmodul im Vergleich zu den anderen Bändern verdeutlicht wird (Siegler et al., 1988). Dies liegt unter anderem in der Dichte und axialen Ausrichtung der Kollagenfasern des CFL begründet (Siegler et al., 1988). Aufgrund der hohen Maximalkräfte, hohen Steifigkeit, der medio-lateralen Faserausrichtung und der posterioren Lage am Sprunggelenk ist das PTFL nur bei sehr schweren Sprunggelenksverletzungen betroffen (Broström, 1964; Siegler et al., 1988; Safran et al., 1999a ; Chan et al., 2011).

Die Länge, Breite und Querschnittsfläche der lateralen Bänder sind Tabelle 2 zu entnehmen.

Tabelle 2. Länge [mm], Breite [mm] und Querschnittsfläche [mm²] der lateralen Bänder anhand verschiedener Studien.

Band	Taser et al., 2006			Mkandawire et al., 2005		
	Länge	Breite	Querschnitt	Länge	Breite	Querschnitt
ATFL	22,37±2,50	10,77±1,56	-	18,89±2,97	-	62,85±21,92
CFL	31,94±3,68	4,68±1,34	-	35,44±6,31	-	21,36±7,06
PTFL	21,66±4,84	5,55±1,25	-	27,74±3,41	-	46,43±21,33
Band	Milner & Soames, 1998			Siegler et al., 1988		
	Länge	Breite	Querschnitt	Länge	Breite	Querschnitt
ATFL	13,0±3,9	11,0±3,3	-	17,81±3,05	-	12,9±7,7
CFL	19,5±3,9	5,5±1,6	-	27,69±3,30	-	9,7±6,5
PTFL	23,0±7,0	5,5±2,5	-	21,16±3,86	-	21,9±18,1
Band	Attarian et al., 1985					
	Länge	Breite	Querschnitt			
ATFL	10,5±0,6	7,6±0,4	-			
CFL	17,5±0,7	6,8±0,4	-			
PTFL	15,3±0,9	7,8±0,4	-			

Werte dargestellt in MW±SD; ATFL = Lig. talofibulare anterius; CFL = Lig. calcaneofibulare; PTFL = Lig. talofibulare posterius

Durch die Dehnung eines größeren Bandquerschnittes, nehmen unter anderem eine größere Anzahl an Kollagenfasern die dehnenden Kräfte auf, was zu einer höheren Steifigkeit des Bandes führt (Butler et al., 1978). Das PTFL (Siegler et al., 1988) bzw. das ATFL (Mkandawire et al., 2005) weisen die größten Querschnittsflächen auf, wohingegen das CFL in beiden betrachteten Studien über den kleinsten Querschnitt verfügt (Siegler et al., 1988; Mkandawire et al., 2005). Auch eine größere Ausgangslänge der gewellten Kollagenfasern führt zu einer größeren Längenänderung bis zur Ruptur (Butler et al., 1978). Wie in Tabelle 2 ersichtlich, ist das CFL am längsten, wohingegen das ATFL in der Mehrzahl der Untersuchungen die kürzeste Bandlänge aufweist (Attarian et al., 1985; Siegler et al., 1988; Burks & Morgan, 1994; Milner & Soames, 1998; Mkandawire et al., 2005; Taser et al., 2006). Zu beachten ist, dass Unterschiede in der methodischen Herangehensweise und Schwierigkeiten, das mechanische Verhalten von Bändern zu messen, zu unterschiedlichen Ergebnissen führen und eine Vergleichbarkeit verschiedener Studien nahezu unmöglich machen (Ravary et al., 2004; Merian et al., 2011).

2.4 Diagnostik von Supinationstraumen

Eine sorgfältige Diagnostik von Supinationstraumen ist für die Auswahl der individuell angemessenen Therapie und für eine baldige und erfolgreiche Wiederaufnahme der Alltags- und Sportaktivitäten entscheidend (Leumann et al., 2009).

Nach Abschluss der Anamnese zur Abklärung des Zeitpunktes der Verletzung, des Verletzungsmechanismus, der Geräusche während des Verletzungsereignisses und der Vorverletzungen (Miller & Bosco, 2001; Ivins, 2006; Dubin et al., 2011), folgt die körperliche Untersuchung mit Inspektion und Palpation des betroffenen Sprunggelenks (Miller & Bosco, 2001; Dubin et al., 2011; Polzer et al., 2012). Hierbei werden das Ausmaß von Schwellung, Schmerzen, Deformation, Blutung, giving-way und eine mögliche Gewichtsbelastung des betroffenen Sprunggelenks betrachtet (Miller & Bosco, 2001; Denegar & Miller, 2002; Breitenseher, 2007; Chan et al., 2011; Rammelt et al., 2011; Polzer et al., 2012). Des Weiteren ist es entscheidend eine Fraktur unter Berücksichtigung der Ottawa-Kriterien zur Abklärung der

Notwendigkeit einer Röntgenaufnahme, sowie weitere nicht-ligamentäre Begleitverletzungen auszuschließen (Tabelle 3) (Stiell et al., 1993, 1994, 1995; van Dijk et al., 1996; Miller & Bosco, 2001; Hintermann et al., 2002; Pollard et al., 2002; Bachmann et al., 2003; Leumann et al., 2009; Dubin et al., 2011).

Tabelle 3. Mögliche nicht-ligamentäre Begleitverletzungen von akuten Supinationstraumen.

Begleitverletzungen
Ruptur oder Teilruptur der Peronalsehnen
Peronale Synovitis
Talusfraktur
Fraktur des Os metatarsale V
Entzündungen des Waden-, Peronal- und Schienbeinerves
Fraktur des Malleolus lateralis
Maisonneuve Fraktur
Knorpelläsionen
Ausrissfraktur am Malleolus lateralis
Knochenkontusionen

Im klinischen Alltag wird zur Erfassung der Sprunggelenksstabilität das Bewegungsausmaß mit Hilfe von manuellen Testverfahren überprüft (Miller & Bosco, 2001; Pollard et al., 2002; Docherty & Rybak-Webb, 2009; Chan et al., 2011; Dubin et al., 2011; Polzer et al., 2012). Hierbei wird in den meisten Fällen zwischen dem vorderen Schublagentest (VST) und dem Test zur Überprüfung der lateralen Aufklappbarkeit (LAK) unterschieden. Es muss allerdings beachtet werden, dass diese Tests subjektiv und nicht standardisiert sind (Lähde et al., 1988; Siegler et al., 1996; Kovaleski et al., 1999, 2002; Fujii et al., 2000; Kirk et al., 2000; Kerkhoffs et al., 2002; Hubbard et al., 2004). Der VST und LAK gehören zwar zur klinischen Standarddiagnostik, können aber die eigentliche Ziele von Stabilitätstests, wie zum Beispiel die Bestimmung der Verletzungsschwere oder die Auswahl einer individuellen Behandlung, nicht erfüllen (Kannus & Renström, 1991; Peters et al., 1991; Verhagen et al., 1995; Lapointe et al., 1997; Fujii et al., 2000; Kerkhoffs et al., 2002, 2012; Kovaleski et al., 2002; Docherty & Rybak-Webb, 2009).

Wie in Abbildung 8 ersichtlich, werden während des VST Tibia und Fibula stabilisiert und zeitgleich der Talus nach vorne geschoben (Kjaersgaard-Andersen et al., 1991;

Hertel, 2002; Fong et al., 2009a; Dubin et al., 2011; Rammelt et al., 2011; Polzer et al., 2012). Das Sprunggelenk ist hierbei in neutraler Stellung (Kjaersgaard-Andersen et al., 1991).

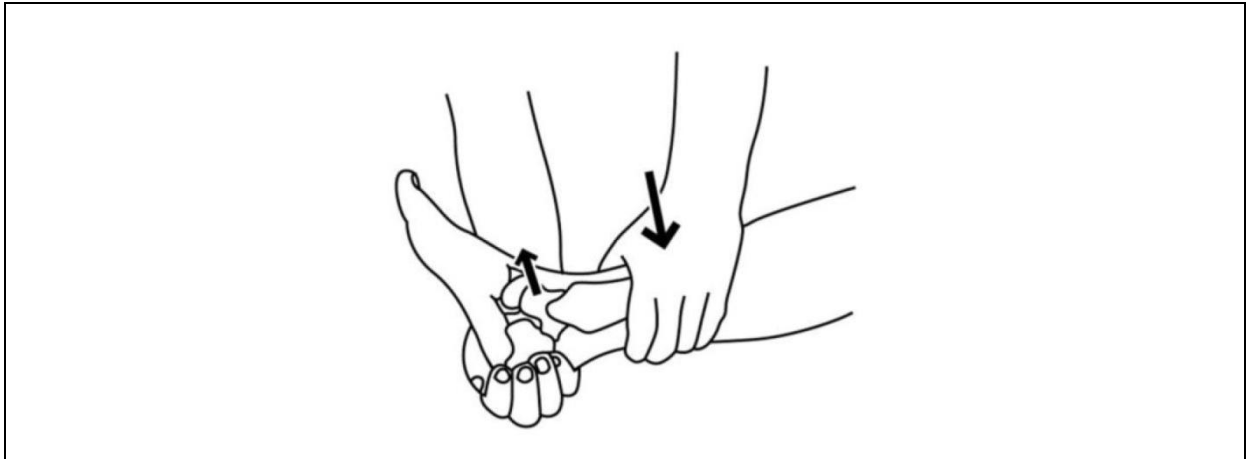


Abbildung 8. Vorderer Schubladentest zur Erfassung einer Instabilität des Lig. talofibulare anterius (Polzer et al., 2012).

Mit Hilfe des VST wird im klinischen Alltag eine Verletzung des ATFL festgestellt (Kjaersgaard-Andersen et al., 1991; Hertel, 2002; Fong et al., 2009a; Chan et al., 2011; Dubin et al., 2011; Rammelt et al., 2011; Polzer et al., 2012). Die in der Literatur angegebenen Richtwerte für das Vorliegen einer Instabilität variieren stark (Frost & Amendola, 1999). Als Nachweis für eine Instabilität des ATFL gilt ein Talusvorschub zwischen 7 mm und 10 mm (Karlsson et al., 1989; Schnarkowski et al., 1992; Frost & Amendola, 1999) bzw. eine Seitendifferenz von 3 mm (Karlsson et al., 1989) bzw. mehr als 5 mm (Harper, 2001).

Eine Schädigung des CFL wird mittels LAK getestet. Hierbei wird der Unterschenkel bei gleichzeitiger neutraler Position des Sprunggelenks stabilisiert. Zur Bestimmung des Ausmaßes der lateralen Aufklappbarkeit erfolgt, wie in Abbildung 9 ersichtlich, eine Inversion und Eversion des Talus und Kalkaneus (Kjaersgaard-Andersen et al., 1991; Miller & Bosco, 2001; Wolfe et al., 2001; Hertel, 2002; Fong et al., 2009a; Rammelt et al., 2011; Polzer et al., 2012).

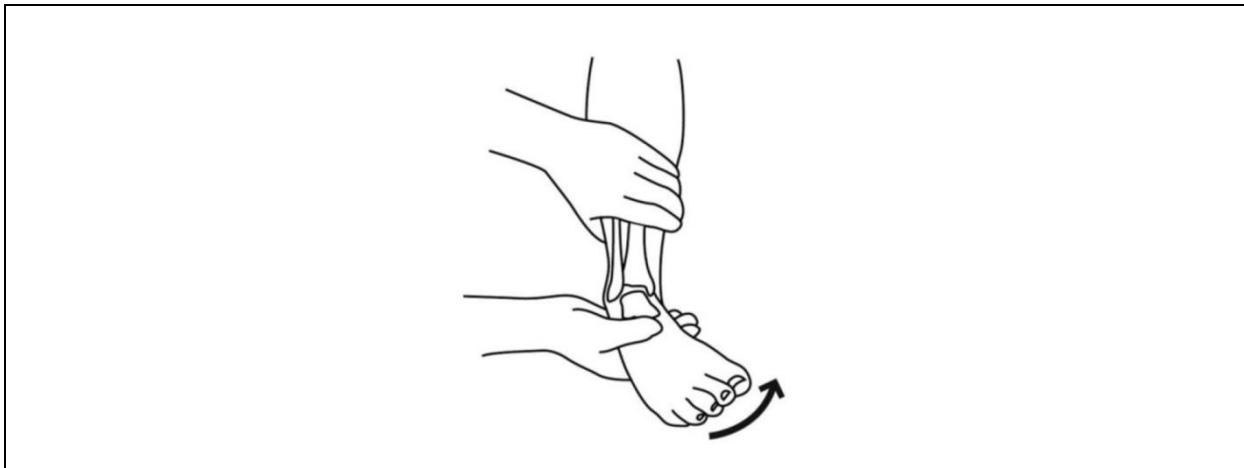


Abbildung 9. Test zur Überprüfung der lateralen Aufklappbarkeit zur Erfassung einer Instabilität des Lig. calcaneofibulare (Polzer et al., 2012).

Auch bezüglich des pathologischen Ausmaßes der lateralen Aufklappbarkeit liegen in der Literatur unterschiedliche Angaben vor. In der klinischen Diagnostik wird bei einer Seitendifferenz von mehr als 5° von einer Verletzung des CFL ausgegangen (Cox, 1985; Harper, 2001; Dubin et al., 2011).

Die beiden beschriebenen manuellen Testverfahren werden beim Vorliegen einer größeren Instabilität des verletzten Sprunggelenks im Vergleich zum unverletzten Sprunggelenk als positiv bewertet (Dubin et al., 2011; Rammelt et al., 2011; Polzer et al., 2012). Die Interpretation der manuellen Tests ist jedoch, wie bereits erwähnt, aufgrund einer geringen Objektivität und Reliabilität schwierig. Ebenso liefern sie keinen Beitrag zur Erreichung der eigentlichen Ziele von Stabilitätstests, wie zum Beispiel der Auswahl einer geeigneten Therapie (Lähde et al., 1988; Kannus & Renström, 1991; Tohyama et al., 1995; Lapointe et al., 1997; Fujii et al., 2000; Kerkhoffs et al., 2002, 2007a, 2012; Kovaleski et al., 2002; Breitenseher, 2007; Docherty & Rybak-Webb, 2009).

Die Magnetresonanztomografie kommt in der Diagnostik von Supinationstraumen selten und nur in Einzelfällen bzw. beim Vorliegen einer chronischer Instabilität zum Einsatz (Breitenseher, 2007; Best et al., 2011; Chan et al., 2011; Rammelt et al., 2011; Polzer et al., 2012). Die Sonografie ist von Ausstattung und Fähigkeiten des Untersuchers abhängig und wird daher ebenfalls nur selten angewandt (Campbell et al., 1994; Pollard et al., 2002; Peetrans et al., 2004; Best et al., 2011; Rammelt et al., 2011; Polzer et al., 2012).

Mit Hilfe der in der Diagnostik gewonnenen Daten lassen sich die Supinationstraumen nach verschiedenen Kriterien einteilen. In der Literatur liegen hierfür zahlreiche Klassifizierungssysteme vor (Miller & Bosco, 2001; Mann et al., 2002; Kemler et al., 2011; Polzer et al., 2012). Die Systeme orientieren sich an klinischen Zeichen und Symptomen, an der Schwere der Bandverletzung, am Verletzungsmechanismus oder an der Anzahl der betroffenen Bänder (Miller & Bosco, 2001; Mann et al., 2002). Die am häufigsten angewandte Klassifizierung teilt die Verletzung in Grad I (leicht), II (mäßig) und III (schwer) ein (Tabelle 4) (Balduini et al., 1987; Diamond, 1989; Wexler, 1998; Pollard et al., 2002; Boyce et al., 2005; Beynnon et al., 2006; Best et al., 2011; O'Connor & Martin, 2011; Polzer et al., 2012).

Tabelle 4. Einteilung der Bandverletzung nach Schweregraden (modifiziert nach Boyce et al., 2005; Best et al., 2011; O'Connor & Martin, 2011; Polzer et al., 2012).

Grad I – leichte Verletzung
Überdehnung ohne mikroskopische Teilruptur
Leichte Schmerzen, Schwellung und Druckempfindlichkeit
Geringe Funktionseinschränkung
Keine strukturelle Instabilität
Volle Gewichtsbelastung möglich
Grad II – mäßige Verletzung
Makroskopische Teilruptur eines Bandes
Mäßige Schmerzen, Schwellung und Druckempfindlichkeit
Leichte bis mäßige Funktionseinschränkung
Leichte strukturelle Instabilität
Eingeschränkte Gewichtsbelastung möglich
Grad III – schwere Verletzung
Makroskopische Ruptur eines Bandes
Starke Schmerzen, Schwellung und Druckempfindlichkeit
Deutliche Funktionseinschränkung
Strukturelle Instabilität
Keine Gewichtsbelastung möglich

Diese Einteilung nach Schweregraden ist in der Notfallambulanz jedoch nur schwer umsetzbar (Polzer et al., 2012). Hierfür eignet sich ein System, das eine Einteilung in stabil und instabil vornimmt, wobei im Falle eines instabilen Sprunggelenks nochmals zwei Gruppen unterschieden werden (Chorley & Hergenroeder, 1997; Clanton & Porter, 1997; Miller & Bosco, 2001; Ferran & Maffulli, 2006). Wie in Tabelle 5

ersichtlich, orientiert sich diese Einteilung an den Befunden des VST und der LAK (Miller & Bosco, 2001; Polzer et al., 2012).

Tabelle 5. Einteilung der Bandverletzung nach der Stabilität des Sprunggelenks anhand der Befunde des vorderen Schublagentests und der lateralen Aufklappbarkeit (modifiziert nach Polzer et al., 2012).

Grad	Stabil/ Instabil	Hämatom/Schwellung/ Druckempfindlichkeit	VST	LAK	Anatomische Läsion
I	Stabil	Positiv	Negativ	Negativ	Teilruptur ATFL
II	Instabil	Positiv	Positiv	Negativ	Ruptur ATFL Teilruptur CFL
III	instabil	Positiv	Positiv	Positiv	Ruptur ATFL Ruptur CFL

VST = Vorderer Schublagentest; LAK = Laterale Aufklappbarkeit; ATFL = Lig. talofibulare anterius; CFL = Lig. calcaneofibulare

Eine weitere anwenderfreundliche Einteilung basiert auf der Schmerzintensität, dem Ausmaß der Schwellung und dem Ausmaß der Gewichtsbelastung des verletzten Sprunggelenks (Mann et al., 2002). Für jedes dieser drei Kriterien sind zwischen null und drei Punkten möglich, wobei null für keine Beschwerden und drei für starke Beschwerden steht (Mann et al., 2002). Die vergebenen Punkte werden addiert und die Verletzung wird entsprechend der Summe in Grad I (1-3 Punkte), Grad II (4-6 Punkte) oder Grad III (7-9 Punkte) eingeteilt (Mann et al., 2002). Diese Einteilung wurde in den vorliegenden Studien I und III angewandt.

Die derzeit verfügbaren Klassifizierungssysteme beruhen auf Ergebnissen der manuellen Stabilitätstests beziehungsweise weiterer klinischer Untersuchungen, wie unter anderem Inspektion und Palpation. Somit sind diese durch eine hohe Subjektivität des Untersuchers und des Patienten gekennzeichnet. Allerdings sind für Klassifizierungssysteme eine gute Reproduzierbarkeit entscheidend, um brauchbare Informationen für die anschließende Behandlung zu liefern. Demgegenüber steht aber auch die Notwendigkeit, ohne aufwendige Technik, eine leicht durchzuführende Einteilung der Verletzung vorzunehmen (Lauge-Hansen, 1949; Cross et al., 2002; Polzer et al., 2012).

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass derzeit in der klinischen Diagnostik von Supinationstraumen eine genaue Identifikation von Art und Ausmaß der Verletzung nicht üblich ist. Durch die standardmäßige Durchführung der manuellen subjektiven Stabilitätstests erfolgt lediglich eine grobe Einschätzung ohne dabei eine Aussage über die tatsächliche Verletzungsschwere treffen zu können.

2.5 Die Phasen der Bandheilung in Folge von Supinationstraumen

Als Antwort auf ein akutes Supinationstrauma durchläuft der Körper einen stets gleich ablaufenden Heilungsprozess am Ort der Verletzung (Houglum, 1992). Somit sind die Zeit der Bandheilung und folglich die Behandlungsdauer vorgegeben und können durch keine Maßnahmen beschleunigt werden (Hintermann, 1996; Denegar & Miller, 2002). Eine veränderte Gelenkmechanik während des Heilungsprozesses führt zu einer Heilung des Bandes in verlängertem Zustand, zu übermäßig wirkenden Kräften auf das heilende Band, zu einem chronischen Bewegungsverlust und folglich bei etwa 10-40% der akut Verletzten zur Ausbildung einer chronischen Sprunggelenksinstabilität (Karlsson & Lansinger, 1992; Gerber et al., 1998; Colville, 1998; Denegar & Miller, 2002; Ferran & Maffulli, 2006; van Rijn et al., 2008; Gösele-Koppenburg & Kannenberg, 2009). Aus diesem Grund ist es entscheidend die Phasen der Bandheilung während des Rehabilitationsprozesses von akuten Supinationstraumen zu berücksichtigen.

Die biologische Heilung von akut verletzten Bandstrukturen gliedert sich in die Entzündungs-, Proliferations- und Remodulationsphase (Houglum, 1992; Hauser & Dolan, 2011; Dubin et al., 2011).

2.5.1 Phase 1 - Entzündungsphase

Die Entzündungsphase beschreibt die unmittelbare Reaktion des Körpers auf die akute Bandverletzung (Houglum, 1992; van Os et al., 2005; Hauser & Dolan, 2011). Sie ist gekennzeichnet durch ein vielfältiges Zusammenspiel von chemischen und zellulären Komponenten (Houglum, 1992). Durch die Bandruptur werden Blutgefäße geschädigt (Hirsch, 1974; Forrest, 1983; Chvapil & Koopmann, 1984; Kellett, 1986;

Garrett, 1990; Lis et al., 2012). Es kommt zu einer Einblutung und Freisetzung von Substanzen, die bereits den ersten Schritt in Richtung Heilung darstellen (Houglum, 1992; Best et al., 2011).

Zunächst erfolgt eine Vasokonstriktion, der sich allerdings direkt eine Vasodilatation und eine erhöhte Permeabilität der Gefäße anschließen (Houglum, 1992; Frank, 2004; van Os et al., 2005). Dadurch gelangen Thrombozyten in das geschädigte Gebiet und binden sich an das dort freiliegende Kollagen. Durch diese Anlagerung kommt es zur Freisetzung von Phospholipiden, die die Bildung des Thrombus einleiten. Durch zahlreiche Reaktionen wird das Plasmaprotein Fibrinogen in Fibrin umgewandelt. Diese Fibrinmoleküle binden sich an das Kollagengewebe und bilden ein Netzwerk aus (Houglum, 1992). Der endgültige Thrombus entsteht durch die Einlagerung weiterer Blutzellen (Faller & Schünke, 2004; Frank, 2004). Dieser Thrombus stoppt die Blutung und dient als einziger Schutz vor erneuter Ruptur des Bandes. Im Anschluss wird die Verletzungsregion durch Makrophagen von nekrotischen Ablagerungen gesäubert (Houglum, 1992; van Os et al., 2005). Eine hohe Aktivität von Fibroblasten kennzeichnet das Ende der Entzündungsphase. Sie sind für die Produktion von Kollagen verantwortlich, das letztlich zu Narbengewebe wird (Houglum, 1992).

Die ablaufenden Prozesse, als sofortige Reaktion auf die akute Bandverletzung, äußern sich in Symptomen wie Schmerzen, Schwellung, Überwärmung, Rötung, Hämatom und Funktionseinschränkungen (Kellett, 1986; van Os et al., 2005).

Aufgrund des fließenden Übergangs zwischen der ersten und zweiten Phase des Bandheilungsprozesses bestehen in der Literatur unterschiedliche Angaben über die Dauer der Entzündungsphase. Es werden zwischen zwei und sechs Tage angegeben (Frank et al., 1984; Dickinson & Bennett, 1985; Kellett, 1986; Enwemeka, 1989; Garrett, 1990; van Os et al., 2005; Hauser & Dolan, 2011).

2.5.2 Phase 2 – Proliferationsphase

Sobald die nekrotischen Ablagerungen in der Entzündungsphase vollständig beseitigt sind, gelangen Fibroblasten und Endothelzellen in die geschädigte Region (Kellett, 1986; Houglum, 1992; Dubin et al., 2011). Die Fibroblasten bauen die extrazelluläre

Matrix auf, während sich gleichzeitig neue Kapillargefäße bilden (Hauser & Dolan, 2011). Dieses neue Kapillarsystem, die Fibroblasten und die Makrophagen werden insgesamt als Granulationsgewebe bezeichnet (Houglum, 1992; Hintermann, 1996; Dubin et al., 2011). Mit Zunahme dieses Gewebes kommt es zu einem gleichzeitigen Abbau des Fibrinnetzwerkes. Somit wird das zeitlich begrenzte Unterstützungssystem durch ein stabileres System ersetzt (Houglum, 1992). Trotzdem kann das Band nach wie vor durch übermäßige Krafteinwirkung sehr leicht geschädigt werden (Dickinson & Bennett, 1985; Best et al., 2011). Dies liegt darin begründet, dass das neu gebildete Gewebe mehr Blutgefäße, Fettzellen, Fibroblasten und Entzündungszellen enthält als gesundes Bandgewebe (Shrive et al., 1995; Frank, 2004).

Die im Granulationsgewebe enthaltenen Fibroblasten werden durch freigesetzte Substanzen der Makrophagen und Thrombozyten stimuliert. Dadurch bilden die Fibroblasten Typ-III-Kollagen (Best et al., 2011; Dubin et al., 2011). Das Granulationsgewebe geht in unreifes Narbengewebe über (Shrive et al., 1995; Faller & Schünke, 2004; Frank, 2004). Die Narbe kann weiterhin leicht geschädigt werden und ist sehr dehnungs- und stauchungsanfällig (Houglum, 1992). Eine Zunahme der Kollagenmenge und dadurch eine erhöhte Reißfestigkeit des geschädigten Bandes erfolgt circa sieben Tage posttraumatisch (Garrett, 1990; Dubin et al., 2011). Etwa 12 Tage nach der akuten Bandverletzung beginnt der schrittweise Umbau des Typ-III-Kollagens zu reiferem und stärkerem Typ-I-Kollagen (Houglum, 1992). Gegen Ende der Proliferationsphase verdichtet sich die Narbe und die Kollagenfasern reifen und verdichten sich weiter (Houglum, 1992).

Auch der Übergang zwischen dieser und der folgenden Phase ist nicht eindeutig. Einige Autoren gehen davon aus, dass der Übergang 15-28 Tage posttraumatisch stattfindet (Dickinson & Bennett, 1985; Dubin et al., 2011).

2.5.3 Phase 3 – Remodulationsphase

Die Remodulationsphase kann bis zu einem Jahr andauern (Noyes, 1977; Hauser & Dolan, 2011). In dieser Phase nimmt das Granulationsgewebe ab (Houglum, 1992). Es liegt hauptsächlich Typ-I-Kollagen vor, das sich durch gezielte Belastung der

verletzten Bandstruktur ausrichtet und dadurch das Narbengewebe stabiler macht (Houglum, 1992; Best et al., 2011; Chan et al., 2011; Dubin et al., 2011). In der Remodulationsphase ist aus diesem Grund ein bestimmtes Ausmaß an körperlicher Aktivität, wie zum Beispiel Kraft-, Ausdauer- und Gleichgewichtstraining sowie sportartspezifische Übungen, sehr entscheidend (Houglum, 1992; Pollard et al., 2002; Zöch et al., 2003; Hudson, 2009; Best et al., 2011; Dubin et al., 2011).

Trotz der schrittweisen Anpassung der neu gebildeten Gewebematrix an das normale Bandgewebe, bestehen, wie in Tabelle 6 dargestellt, weiterhin entscheidende Unterschiede in der Matrixstruktur und der Funktion (Frank, 2004; Hauser & Dolan, 2011). Diese veränderte Bandmatrix beeinflusst die mechanischen Eigenschaften der geheilten Bänder und äußert sich unter anderem in einer geringeren maximalen Reißfestigkeit und einer geringeren Steifigkeit im Vergleich zu gesundem Bandgewebe (Frank, 2004; Hauser & Dolan, 2011). Somit wird in der Literatur davon ausgegangen, dass die verletzte Bandstruktur durch Gewebe ersetzt wird, dass histologisch, biochemisch und biomechanisch mit Narbengewebe vergleichbar ist (Jack, 1950; Frank et al., 1992).

Tabelle 6. Unterschiede zwischen gesundem Bandgewebe und Narbengewebe (modifiziert nach Hauser & Dolan, 2011).

Gesundes Bandgewebe	Narbengewebe
bimodale Kollagenfibrillen	kleine Kollagenfibrillen
geringer Umsatz von Zellen und Matrix	hoher Umsatz von Zellen und Matrix
ausgerichtetes Kollagen	ungeordnetes Kollagen
dichtes Kollagen	Schwachstellen zwischen dem Kollagen
hohes Verhältnis zwischen Matrix und Zellen	geringes Verhältnis zwischen Matrix und Zellen
geringe Zelldichte	höhere Zelldichte
reife Kollagenvernetzungen	unreife Kollagenvernetzungen
hauptsächlich Typ-I-Kollagen	mehr Typ-III-Kollagen
hauptsächlich kleine Proteoglykane	größere Proteoglykane
geringe Zellteilung	häufigere Zellteilung

Es besteht die Annahme, dass sechs Wochen nach der Verletzung circa 60% bis 70% der ursprünglichen Bandfestigkeit erreicht werden (Hintermann, 1996). Nach etwa drei Monaten weist das Band etwa 80% der Reißfestigkeit von vor der Verletzung auf

(Hintermann, 1996). Bis zum Erreichen der vollständigen Reißfestigkeit kann allerdings bis zu einem Jahr vergehen (Chan et al., 2011), was allerdings, wie bereits erwähnt, nicht der Reißfestigkeit von gesundem Bandgewebe entspricht (Frank, 2004). Hierbei muss jedoch beachtet werden, dass eine allgemein gültige Aussage über die Dauer der Bandheilung nicht getroffen werden kann (Houglum, 1992).

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die Bandheilung sehr langsam und häufig unvollständig abläuft. Des Weiteren liegen interindividuelle Unterschiede in der Dauer der Bandheilung vor (Best et al., 2011; Hauser & Dolan, 2011). Es bleibt eine geringere Widerstandskraft und Steifigkeit des neu gebildeten Bandgewebes bestehen (Hauser & Dolan, 2011).

2.6 Therapie von Supinationstraumen

Entscheidend für die Erfolge von Therapien von Supinationstraumen sind die individuellen Gestaltungen der Rehabilitation und die regelmäßigen Überprüfungen des Therapieverlaufs (Houglum, 1992; Dubin et al., 2011). Des Weiteren ist es von großer Wichtigkeit die einzelnen Phasen der Bandheilung zu kennen und in der Planung eines Rehabilitationsprogramms zu berücksichtigen (Houglum, 1992; Lamb et al., 2009; Chan et al., 2011). Eine frühzeitige oder falsche Beanspruchung des geschädigten Bandes führt zu einer unzureichenden Heilung und somit zu einer erhöhten Wahrscheinlichkeit für das Auftreten wiederkehrender Symptome und einer chronischen Instabilität (Wolfe et al., 2001; Bleakley et al., 2008; Hubbard & Hicks-Little, 2008; Gösele-Koppenburg & Kannenberg, 2009; Hauser & Dolan, 2011).

Als Hauptziel der Behandlung werden die schnelle Wiederherstellung und die Vermeidung von wiederkehrenden Symptomen angesehen (Ogilvie-Harris & Gilbert, 1995; Lephart et al., 1997; Denegar et al., 2002; Hudson, 2009; Dubin et al., 2011; Polzer et al., 2012).

In der Therapie von in erster Linie mäßigen und schweren Supinationstraumen stehen operative, immobilisierende und funktionelle Maßnahmen zur Wahl (Smith & Reischl, 1986; Trevino et al., 1994; Polzer et al., 2012). In der Literatur besteht Einigkeit, dass konservative Maßnahmen aufgrund vergleichbarer Therapieergebnisse, geringerer

Kosten und weniger Komplikationen gegenüber Operationen zu bevorzugen sind (Lynch & Renström, 1999; Lohrer et al., 2000; Miller & Bosco, 2001; Pijnenburg et al., 2003; Beynnon et al., 2006; Breitenseher, 2007; Chan et al., 2011; Polzer et al., 2012). Operationen sind nur in Ausnahmefällen bei sehr schweren Verletzungen, bei jungen Sportlern, beim Vorliegen einer chronischen Instabilität und bei nicht erfolgreicher konservativer Therapie angebracht (Zwipp et al., 2000; Miller & Bosco, 2001; Pollard et al., 2002; Fong et al., 2009a; Kerkhoffs et al., 2010; Seah & Mani-Babu, 2011; Polzer et al., 2012).

Unter den konservativen Maßnahmen ist die funktionelle Therapie der Immobilisation überlegen, da hierdurch eine schnellere Wiederherstellung mit einer größeren Zufriedenheit der Patienten bei geringeren Kosten erreicht werden kann (Safran et al., 1999b; Lynch & Renström, 1999; Kerkhoffs et al., 2001, 2009; Osborne & Rizzo, 2003; Jones & Amendola, 2007; Seah & Mani-Babu, 2011; Polzer et al., 2012). Des Weiteren zeigt eine langfristige Immobilisation, Nebenwirkungen wie synoviale Verklebungen (Woo et al., 1975), zunehmenden Kollagenabbau mit abnehmender Kollagensynthese (Hauser & Dolan, 2011) und eine größere Menge an ungeordneten Kollagenfibrillen (Woo et al., 1987, 2006).

Trotz dieser Erkenntnisse kann beim Vorliegen einer starken Schwellung vereinzelt eine kurzzeitige Immobilisation durch einen Gips angemessen sein (Mattacola & Dwyer, 2002; Best et al., 2011; Seah & Mani-Babu, 2011).

2.6.1 Die funktionelle Therapie

Die funktionelle Therapie stellt den momentanen Standard in der Behandlung aller Schweregrade von Supinationstraumen dar (Balduini et al., 1987; Zwipp et al., 1991; Kannus & Renström, 1991; Klenerman, 1998; Lynch & Renström, 1999; Hubbard & Hicks-Little, 2008; Chan et al., 2011; O'Connor & Martin, 2011; Polzer et al., 2012). Diese Therapie weist zusammenfassend folgende Bestandteile auf: Wiederherstellung des vollständigen, schmerzfreien Bewegungsausmaßes, Wiederherstellung von propriozeptiven Defiziten, Wiederherstellung der motorischen Kontrolle, Wiedererlangung der Kraft- und Ausdauerfähigkeiten der umgebenden Muskulatur

sowie Wiedererlangung des individuellen Aktivitätsniveaus und der sportartspezifischen Anforderungen (Kaikkonen et al., 1994; Safran et al., 1999b; Hayes et al., 2000; Beynnon et al., 2005a; Hudson, 2009).

Phase 1

Zu Beginn jedes Rehabilitationsprogramms sind Pause – Kühlung – Kompression – Hochlagerung (PECH) zur Kontrolle von Schmerzen, Schwellung und zur Erhaltung des Bewegungsausmaßes von großer Bedeutung (Pollard et al., 2002; Denegar & Miller, 2002; Zöch et al., 2003; Hubbard & Hicks-Little, 2008; Hauser & Dolan, 2011; Rammelt et al., 2011). Begleitend kann zur Reduktion von Schmerzen und Schwellung eine Kryotherapie in Kombination mit nicht-steroidalen entzündungshemmenden Medikamenten in den ersten drei bis fünf Tagen posttraumatisch durchgeführt werden (Denegar & Miller, 2002; Bleakley et al., 2008; Paoloni et al., 2009; Ziltener et al., 2010; Best et al., 2011; Dubin et al., 2011; Polzer et al., 2012).

Des Weiteren liegen verschiedene externe Unterstützungssysteme vor. Zur Auswahl stehen Tape, Kompressionsbandagen, Schnürbandagen, semirigide und rigide Orthesen. Die besten Ergebnisse bezüglich Stabilität, Funktionalität und Wiederaufnahme von beruflichen und sportlichen Aktivitäten sowie bezüglich auftretender Kosten konnten durch das Tragen semirigider Orthesen gezeigt werden (Jerosch et al., 1996; Boyce et al., 2005; Beynnon et al., 2006; Kerkhoffs et al., 2007a, 2009; van Rijn et al., 2008; Kemler et al., 2011; Polzer et al., 2012). Orthesen begrenzen das Bewegungsausmaß (Greene & Hillman, 1990; Gross et al., 1992; Shapiro et al., 1994; Bruns et al., 1996), erhöhen die mechanische Stabilität (Sitler et al., 1994; Surve et al., 1994; Ashton-Miller et al., 1996), verbessern die Propriozeption (Feuerbach et al., 1994; Rosenbaum & Becker, 1999; Hartsell, 2000) und reduzieren die Rezidivrate (Rosenbaum & Becker, 1999; Dizon & Reyes, 2010). Zu Beginn der Behandlung müssen, unter Berücksichtigung des Schädigungsmechanismus von Supinationstraumen, vor allem die Inversion und Plantarflexion eingeschränkt werden (Wright et al., 2000; Miller & Bosco, 2001; Omori et al., 2004; Gösele-Koppenburg & Kannenberg, 2009; Best et al., 2011). Mit Hilfe dieser kurzzeitigen Immobilisation

durch das Tragen einer semirigiden Orthese oder eines Gipses unmittelbar im Anschluss an das Verletzungsereignis wird weiteren Verletzungen vorgebeugt und zu einer Reduzierung von Schmerzen, Schwellung und Entzündung beigetragen (Rosenbaum & Becker, 1999; Mattacola & Dwyer, 2002; Gösele-Koppenburg & Kannenberg, 2009; Lamb et al., 2009; Hauser & Dolan, 2011; Seah & Mani-Babu, 2011; Dubin et al., 2011). Die wenigen verfügbaren Angaben über die exakte Dauer der Immobilisation variieren zwischen drei und zehn Tagen (Gösele-Koppenburg & Kannenberg, 2009; Lamb et al., 2009; Bekerom et al., 2013).

Im weiteren Therapieverlauf ist tagsüber eine Begrenzung der Inversion durch eine semirigide Orthese ausreichend. Nachts ist eine Stabilisierung des Sprunggelenks in Neutralstellung empfehlenswert, da somit die automatische Supinationsstellung im Schlaf, die zu erneuten Verletzungen der tagsüber geheilten Strukturen führen kann, verhindert wird (Müller & Hintermann, 1996; Brüggemann et al., 2009; Gösele-Koppenburg & Kannenberg, 2009).

In Abhängigkeit der Verletzungsschwere kann in der akuten Phase bereits mit kardiovaskulärem Training begonnen werden (Beynon et al., 2005a; Hudson, 2009; Malliaropoulos et al., 2009). Als allgemeine Ziele werden eine Minimierung der Auswirkungen der Verletzung, die Förderung des Heilungsprozesses, die Erhaltung des kardiovaskulären Zustandes und die Erhaltung des Aktivitätsniveaus in den nicht betroffenen Extremitäten angesehen (Houglum, 1992).

Phase 2

In der Proliferationsphase wird mit physiotherapeutischen Übungen zur Verbesserung des Bewegungsausmaßes und der Beweglichkeit begonnen (Green et al., 2001; Miller & Bosco, 2001; Mattacola & Dwyer, 2002; Zöch et al., 2003; Ivins, 2006; López-Rodríguez et al., 2007; Hudson, 2009; Polzer et al., 2012). Eine frühzeitige Mobilisation des betroffenen Sprunggelenks ist entscheidend (Houglum, 1992; Zöch et al., 2003; Polzer et al., 2012) und äußert sich in folgenden positiven Effekten: verbesserte zelluläre synthetische Effekte, verbesserte Proliferationseffekte sowie erhöhte Widerstandskraft, Größe, Matrixausrichtung und Kollagengehalt des heilenden

Bandes (Noyes, 1977; Chvapil & Koopmann, 1984; Frank et al., 1984; Cornwall, 1984; Blackburn, 1985; Dickinson & Bennett, 1985; Buckwalter, 1995). Des Weiteren wird durch eine Mobilisation des Sprunggelenks der Blutfluss mit, für die Gewebeheilung erforderlichen, Nährstoffen und Stoffwechselprodukten im betroffenen Gebiet erhöht (Hauser & Dolan, 2011). Da während den meisten Übungen die Orthese zum Schutz der verletzten Strukturen getragen wird, sollte diese eine zunehmende Mobilisation des Sprunggelenks ermöglichen (Miller & Bosco, 2001; Rammelt et al., 2011). Ziel dieser Rehabilitationsphase ist die Erreichung der vollen Gewichtsbelastung des betroffenen Sprunggelenks (Miller & Bosco, 2001).

Im weiteren Verlauf des Rehabilitationsprozesses werden ein Kraft- und Ausdauertraining, sowie ein propriozeptives Training mit dem Ziel der Verbesserung der koordinativen Fähigkeiten, insbesondere der Gleichgewichtsfähigkeit, durchgeführt (Miller & Bosco, 2001; Pollard et al., 2002; Mattacola & Dwyer, 2002; Zöch et al., 2003; Hudson, 2009; Chan et al., 2011; Dubin et al., 2011). Alle Übungen sollten weitestgehend schmerzfrei absolviert werden (Chan et al., 2011; Dubin et al., 2011).

Phase 3

Gegen Ende der zweiten Phase und im Laufe der Remodulationsphase werden je nach Empfinden des Patienten und des Therapiefortschrittes die Intensitäten gesteigert und zu sportartspezifischen Übungen übergegangen (Miller & Bosco, 2001; Zöch et al., 2003; Ivins, 2006; Hudson, 2009; Dubin et al., 2011). Entscheidend ist es, dass Patienten vor der uneingeschränkten Wiederaufnahme des Sports plötzliches Abstoppen, Richtungswechsel, Sprünge und Landungen beschwerdefrei absolvieren können (Miller & Bosco, 2001; Hudson, 2009; Dubin et al., 2011). Weiterhin wird das Tragen einer Orthese bzw. Bandage empfohlen, um die Wahrscheinlichkeit eines erneuten Supinationstraumas zu reduzieren (Wiley & Nigg, 1996; Gross et al., 1997; Handoll et al., 2001; Sankey et al., 2008; Bekerom et al., 2013).

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass derzeit keine internationalen Richtlinien über die Dauer der Therapie von akuten Supinationstraumen vorliegen (Kerkhoffs et al., 2012). Lediglich in den Niederlanden wird in klinischen Richtlinien eine Dauer der funktionellen Therapie von vier bis sechs Wochen vorgeschlagen (Kerkhoffs et al., 2012). Studien, die die Auswirkungen verschiedener Sprunggelenksorthesen untersuchten, gaben eine Tragedauer zwischen zwei und 12 Wochen an (Karlsson et al., 1996; Noh et al., 2010; Pihlajamäki et al., 2010; Takao et al., 2012; Witjes et al., 2012; Lardenoye et al., 2012).

In der Literatur herrscht hingegen Einigkeit über die Orientierung der Therapiemaßnahmen an den Heilungsphasen der verletzten Strukturen (Houglum, 1992; Hintermann, 1996; Miller & Bosco, 2001; Lamb et al., 2009; Best et al., 2011; Chan et al., 2011; Dubin et al., 2011). Allerdings ist, wie bereits erwähnt, die Dauer der Bandheilung zwischen Patienten sehr verschieden und erfordert somit eine individuelle Gestaltung der Rehabilitation. Dennoch wird, unter Berücksichtigung der Heilungsphasen, davon ausgegangen, dass vier bis acht Wochen posttraumatisch eine uneingeschränkte Wiederaufnahme der sportlichen Aktivität, aufgrund einer gereiften Kollagenmatrix und einer Ausrichtung der Kollagenfasern, möglich ist. Hierbei wird in der Literatur häufig von einer Bandheilung gesprochen (Hintermann, 1996; Lynch & Renström, 1999; Bekerom et al., 2013). In Studien gaben Patienten jedoch zwischen 7,92 und 43 Tagen bis zur uneingeschränkten Wiederaufnahme des Sports im Anschluss an das Erleiden eines Supinationstraumas an (Karlsson et al., 1996; Cross et al., 2002; Beynnon et al., 2006; Jones & Amendola, 2007). Diese Ergebnisse machen, auch unter Berücksichtigung der Heilungsphasen, deutlich, dass Patienten mit akuten Supinationstraumen häufig vor einer kompletten Bandheilung zum Sport zurückkehren (Hubbard & Hicks-Little, 2008).

3 Problemstellung

3.1 Derzeitiger Kenntnisstand

Wie in Kapitel 2 aufgezeigt, ist der Schädigungsmechanismus von akuten Supinationstraumen durch ein erhöhtes Inversionsmoment der Bodenreaktionskraft gekennzeichnet. Dieses wird durch einen medial verlagerten Kraftangriffspunkt, eine lateral gelegene Subtalarachse oder durch hohe Horizontalkräfte nach medial oder lateral im Bereich des Sprunggelenks hervorgerufen. Neben einer übermäßigen Inversion kommt es zum Zeitpunkt der Verletzung ebenfalls zu einer erhöhten Innenrotation des Sprunggelenks. Eine zeitgleich auftretende Plantarflexion erhöht die Wahrscheinlichkeit einer übermäßigen Inversion und somit eines Supinationstraumas. Beim Vorliegen einer Schwäche oder Verzögerung der Evertoren wird der laterale Bandapparat des Sprunggelenks gedehnt. Bei Überschreiten der Beanspruchungsgrenze kommt es, als Folge von Supinationstraumen, in den meisten Fällen zu einer Schädigung des ATFL und CFL. Dies liegt in der anatomischen Lage und den mechanischen Eigenschaften dieser Bänder begründet.

In der Diagnostik von Supinationstraumen werden als klinischer Standard manuelle Testverfahren zur Überprüfung von Bandinstabilitäten angewandt. Diese Tests sind allerdings subjektiv und können die eigentlichen Ziele, wie zum Beispiel die Bestimmung der Verletzungsschwere, nicht erfüllen. Im klinischen Alltag ist es somit derzeit nicht üblich, eine exakte Bestimmung von Art und Ausmaß der verletzten Bandstrukturen in der Diagnostik von Supinationstraumen vorzunehmen. Es besteht demzufolge ein Mangel an objektiven Diagnoseverfahren zur Beurteilung einer Sprunggelenksinstabilität als Folge von akuten Supinationstraumen.

Neben der Diagnostik sind auch Kenntnisse über die Heilungsphasen eines Bandes, als Grundlage für die Durchführung einer angemessenen Therapie, erforderlich. Die Einteilung der Bandheilung erfolgt in die Entzündungs-, Proliferations- und Remodulationsphase. Jede dieser Phasen ist durch spezielle Heilungsprozesse gekennzeichnet und von individuell unterschiedlicher Dauer. Dies muss in der Therapie von Supinationstraumen berücksichtigt werden.

In der derzeitig verfügbaren Literatur besteht Einigkeit über eine funktionelle Therapie von Supinationstraumen mittels semirigider Sprunggelenksorthese. Diese soll, unter Berücksichtigung der Heilungsphasen, zu Beginn der Behandlung eine Sprunggelenksimmobilisation sowohl in der Frontal- als auch in der Sagittalebene und im weiteren Verlauf eine schrittweise Erhöhung des Bewegungsausmaßes ermöglichen. Über die Dauer der Therapie von Supinationstraumen gibt es in der derzeitigen Literatur keine einheitlichen Richtlinien. Ebenfalls besteht ein Mangel an geeigneter, an die Heilungsphasen adaptierender, Orthesenkonzepte.

3.2 Ziele der Arbeit

Durch die hohe Inzidenz sind Supinationstraumen des Sprunggelenks von ständigem Interesse und erfordern demzufolge für eine angemessene Diagnostik und Therapie laufend neue wissenschaftliche Erkenntnisse.

Eine gute Diagnostik von Supinationstraumen ist für eine individuelle optimale Therapie entscheidend, um dadurch eine schnelle Wiederaufnahme der beruflichen und sportlichen Aktivitäten zu erreichen. In dieser Arbeit stellt sich die Frage, ob durch ein selbstentwickeltes Testgerät eine Instabilität des CFL während kraftkontrollierter Inversion nachgewiesen werden kann, um dadurch die subjektiven standardmäßig durchgeführten manuellen Stabilitätstests zu ergänzen bzw. zu ersetzen. Die gewonnenen Stabilitätswerte sollen dem Nachweis von Bandinstabilitäten, der Überprüfung des Therapieerfolgs sowie der Prävention von Komplikationen dienen.

Ein weiterer wichtiger Aspekt für das komplexe Verständnis des Schädigungsmechanismus von Supinationstraumen stellen exakte Kenntnisse über, das in dieser Arbeit zu klärende, Dehnungsverhalten verschiedener Anteile des ATFL und CFL dar. Es gilt die Frage zu beantworten, ob verschiedene Bandanteile unterschiedliche Dehnungsmuster während einer kraftkontrollierten Inversion aufweisen. Dadurch sollen die Dehnungsverteilung innerhalb eines Bandes aufgezeigt sowie Teilrupturen beurteilt werden. Des Weiteren können durch die gewonnenen Erkenntnisse wichtige Informationen für die Bandrekonstruktion unter

Berücksichtigung der normalen Biomechanik und Funktionalität der Bänder bereitgestellt werden.

Des Weiteren herrscht in der Literatur Einigkeit, dass in der frühen Rehabilitationsphase eine Sprunggelenksimmobilisation in der Frontal- und Sagittalebene durch eine semirigide Orthese erreicht werden muss, um dadurch eine übermäßige Beanspruchung der geschädigten Strukturen zu verhindern und vor einer erneuten Verletzung zu schützen. Zusätzlich ist es entscheidend, die Behandlung eines akuten Supinationstraumas an die Heilungsphasen des Bandes anzupassen. Es wird somit in dieser Arbeit die Frage geklärt, ob durch eine heilungsphasen-adaptierende semirigide Orthese bessere Behandlungserfolge im Hinblick auf die Funktionalität im Vergleich zu einer nicht modifizierbaren Orthese erreicht werden können.

Die dargestellten Fragestellungen werden im Folgenden in drei Studien geklärt. Dadurch können detaillierte Aussagen über die Belastung und Beanspruchung des lateralen Kapsel-Bandapparates am Sprunggelenk unter besonderer Berücksichtigung von Supinationstraumen getroffen werden.

4 Studie I – Evaluation eines selbstentwickelten Testgerätes zur Erfassung von Instabilitäten des Lig. calcaneofibulare

4.1 Einleitung

Eine angemessene und sorgfältige Diagnostik von akuten Supinationstraumen ist für die Auswahl einer individuell angemessenen Therapie und für eine schnelle und komplikationsfreie Wiederaufnahme der Alltags- und Sportaktivitäten entscheidend (Kerkhoffs et al., 2005a; Leumann et al., 2009). Das Ausmaß einer Bänderverletzung des Sprunggelenks wird durch die Erfassung der Gelenkinstabilität bestimmt (Kovaleski et al., 1999; Kerkhoffs et al., 2005a). Im klinischen Alltag gelten zur Überprüfung einer Instabilität des ATFL der VST und zur Überprüfung des CFL die LAK als derzeitiger Standard (Docherty & Rybak-Webb, 2009). Diese manuellen Testverfahren sind jedoch subjektiv, nicht standardisiert und nicht reliabel (Lähde et al., 1988; Siegler et al., 1996; Kovaleski et al., 1999, 2002; Fujii et al., 2000; Kirk et al., 2000; Kerkhoffs et al., 2002; Hubbard et al., 2004). Somit können die eigentlichen Ziele der Stabilitätstests, wie die Bestimmung der Verletzungsschwere, die Auswahl einer individuell geeigneten Behandlung, die Prävention von langfristigen Komplikationen, sowie die Überprüfung von post-therapeutischen Ergebnissen nicht erreicht werden (Kannus & Renström, 1991; Verhagen et al., 1995; Lapointe et al., 1997; Fujii et al., 2000; Kovaleski et al., 2002; Kerkhoffs et al., 2007b, 2012; Docherty & Rybak-Webb, 2009).

Vor diesem Hintergrund wird in der Literatur die Entwicklung von Testverfahren zur Erfassung von Instabilitäten der lateralen Bänder gefordert. Diese Verfahren müssen folgende grundlegende Anforderungen erfüllen (Hollis et al., 1995a; Ray et al., 1997; Kirk et al., 2000; Kerkhoffs et al., 2002; Kovaleski et al., 2002; Docherty & Rybak-Webb, 2009):

- Kontrolle der Muskelaktivität
- Definierter Flexionswinkel im Sprunggelenk
- Kraftapplizierung von definierter Höhe und Richtung
- Hohe Reliabilität

Sind diese Anforderungen erfüllt, können unter anderem objektive Werte über Bandinstabilitäten bereitgestellt werden (Peters et al., 1991; Siegler et al., 1996; Kerkhoffs et al., 2002, 2005b; Docherty & Rybak-Webb, 2009).

Es wurden bereits einige Geräte zur Erfassung von Instabilitäten des Sprunggelenks entwickelt (Seligson et al., 1980; Siegler et al., 1996; Kovalski et al., 1999; Kirk et al., 2000; Kerkhoffs et al., 2002; Spahn, 2004). Der „quasi-static anterior ankle tester“ (QAAT) und der „dynamic anterior ankle tester“ (DAAT) stellen Testgeräte zur alleinigen Überprüfung des Ausmaßes des Talusvorschubs (VST) dar und benötigen für einen Einsatz im klinischen Alltag weitere technische Anpassungen (Kerkhoffs et al., 2002, 2005a, 2005b, 2007b; de Vries et al., 2010). In der klinischen Diagnostik von Instabilitäten des ATFL und des CFL findet bereits vereinzelt das TELOS-Gerät Anwendung. Allerdings ist dieser Apparat nur in Kombination mit einer Röntgenaufnahme einsetzbar, da das Gerät keine direkten Aussagen über das Ausmaß der Instabilität zulässt (Nyska et al., 1992; Docherty & Rybak-Webb, 2009). Zur Vermeidung schädlicher Röntgenstrahlung wurde das TELOS-Gerät durch elektronische Sensoren zur unter anderem Erfassung des Ausmaßes der Instabilität zum sogenannten „LigMaster“ weiterentwickelt, der ebenfalls in der klinischen Praxis vereinzelt Anwendung findet (Docherty & Rybak-Webb, 2009). Weitere Testverfahren, wie der Beweglichkeitstester (Siegler et al., 1996; Lapointe et al., 1997; Liu et al., 2001) und der tragbare Sprunggelenksarthrometer (Kovalski et al., 1999, 2002; Hubbard et al., 2004) wurden in verschiedenen Studien evaluiert und scheinen als Diagnostikinstrument von Instabilitäten des Sprunggelenks in Frage zu kommen (Liu et al., 2001; Kovalski et al., 2002; Hubbard et al., 2004).

Keines der entwickelten Testgeräte erfüllte jedoch alle an die Stabilitätstests gestellten, bereits genannten, Anforderungen. Zwar verfügten die meisten Apparate über eine hohe Reliabilität (Siegler et al., 1996; Kovalski et al., 1999, 2002; Hubbard et al., 2004; Kerkhoffs et al., 2005a; Docherty & Rybak-Webb, 2009) und eine definierte Kraftapplikation (Seligson et al., 1980; Siegler et al., 1996; Kerkhoffs et al., 2002; Hubbard et al., 2004; Docherty & Rybak-Webb, 2009), allerdings wurde die Muskelaktivität während der Testung lediglich bei einem Gerät überprüft (Seligson et

al., 1980). Ebenfalls wurde ein einheitlicher Flexionswinkel während der Messungen nur von wenigen Autoren angegeben (Seligson et al., 1980; Siegler et al., 1996; Hubbard et al., 2004).

Es wird ersichtlich, dass ein Mangel an Testverfahren zur Erfassung von Bandinstabilitäten, die alle notwendigen Anforderungen, wie die Überprüfung der Muskelaktivität, das Einstellen eines definierten Flexionswinkel im Sprunggelenk, das Aufbringen einer standardisierten Kraft und eine hohe Reliabilität, erfüllen. Lediglich durch die Verwirklichung dieser Anforderungen können die Ziele von Stabilitätstests, wie zum Beispiel die Bestimmung der Verletzungsschwere oder die Prävention von Komplikationen erreicht werden. In bisherigen Studien wurde insbesondere die Kontrolle der Muskelaktivität vernachlässigt. Des Weiteren konnte kein Gerät gefunden werden, das eine alleinige Überprüfung der Instabilität des CFL zulässt.

Vor diesem Hintergrund erfolgte in der vorliegenden Studie die Evaluation eines selbstentwickelten Testgerätes zur Erfassung von Instabilitäten des CFL. Hierbei wird zunächst das Testgerät beschrieben. Im Anschluss erfolgen die Reliabilitätsprüfung und die klinische Evaluation dieses Testverfahrens. Abschließend wird in einer Präparatstudie die Zugkraft innerhalb des CFL während der Messung im Testgerät sowie die Steifigkeit des CFL bestimmt.

4.2 Der Inversionsapparat

Zum Einsatz kam ein selbstentwickeltes Testgerät zur Erfassung des Ausmaßes der passiven Inversion des Sprunggelenks unter kontrollierter Krafteinwirkung und gleichzeitiger Überprüfung der Muskelaktivität (Abbildung 10). Durch die zusätzliche Berechnung der Drehsteifigkeit des Sprunggelenks sollen Aussagen über Instabilitäten des CFL anhand der Messungen im Testgerät getroffen werden können.

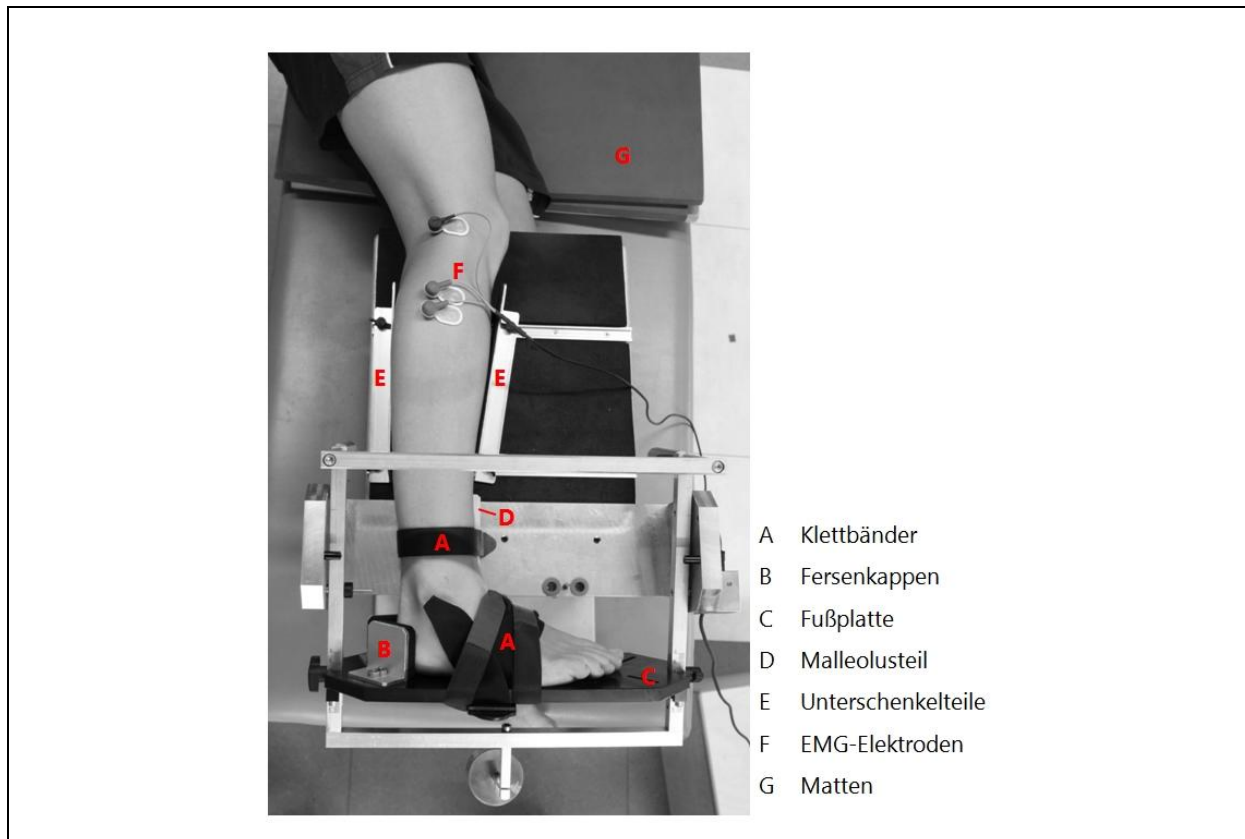


Abbildung 10. Der Inversionsapparat mit einem eingespannten zu testenden Sprunggelenk – Ansicht von oben.

Der Patient wurde in Seitlage mit dem zu messenden Sprunggelenk in den sogenannten Inversionsapparat (IA) eingespannt. Durch das Unterlegen von 1,9 cm hohen Matten wurde sichergestellt, dass das oben liegende Bein waagrecht lag und sich somit der Trochanter major auf gleicher Höhe, wie das zu messende Sprunggelenk befand. Zur Vermeidung unerwünschter Bewegungen erfolgte die Fixierung des Vor- und Mittelfußes sowie des Unterschenkels circa 5 cm proximal des lateralen Malleolus mit Hilfe spezieller Klettbänder. Ebenfalls wurde der Kalkaneus durch individuell verstellbare Fersenkappen fest in das Gerät eingespannt. Weitere, an die Größe des Fußes, Sprunggelenks und Unterschenkels, anpassbare Elemente (Fußplatte, Malleolusteil und Unterschenkelteile) führten zu einer bestmöglichen Übereinstimmung der Drehachse des IA mit der Drehachse des USG. In Abbildung 11 wird die Lage des Patienten im IA nochmals veranschaulicht.

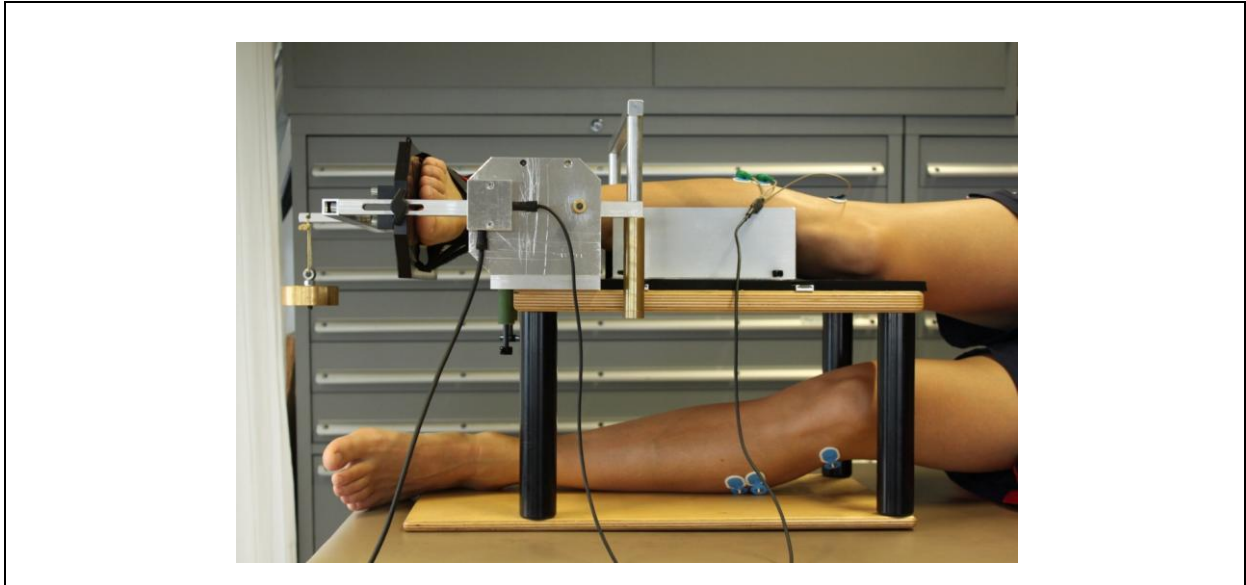


Abbildung 11. Der Patient befindet sich in Seitlage mit dem oben liegenden zu messenden Sprunggelenk im Inversionsapparat eingespannt – Ansicht von vorne.

Die feste Verbindung zwischen IA und Probandenbein gewährleistete vor Beginn der Messung eine Neutralstellung des Sprunggelenks in der Frontal-, Sagittal- und Transversalebene. Des Weiteren wurde durch die Fixierung sichergestellt, dass das Ausmaß der Inversion des Sprunggelenks mit dem Bewegungsausmaß des IA übereinstimmte. Zur Erzeugung der passiven Inversion wurden drei konstante Kräfte $F_1 = 5 \text{ N}$, $F_2 = 10 \text{ N}$ und $F_3 = 15 \text{ N}$ aufgebracht. Pro Kraftbedingung erfolgte die Durchführung von drei Versuchen. Ein Goniometer war über einen Analog-Digital-Wandler an einen Computer angeschlossen und zeichnete den Inversionswinkel des IA und damit des Sprunggelenks über 20 s mit einer Messfrequenz von 1000 Hz auf. Mit Hilfe der Software MatLab R2010a (The MathWorks, Natick, USA) erfolgte die Berechnung des pro Versuch durchschnittlich erreichten Inversionswinkels über die aufgezeichneten 20 s. Die Gesamtdauer von 20 s wurde gewählt, um die anfängliche Winkeländerung und den ersten Kriecheffekt zu bestimmen.

Mit Hilfe der aufgebrachten Kraft von 15 N und des Hebelarmes x erfolgte die Berechnung des wirkenden Inversionsmoments in Abhängigkeit der Winkelstellung (Abbildung 12).

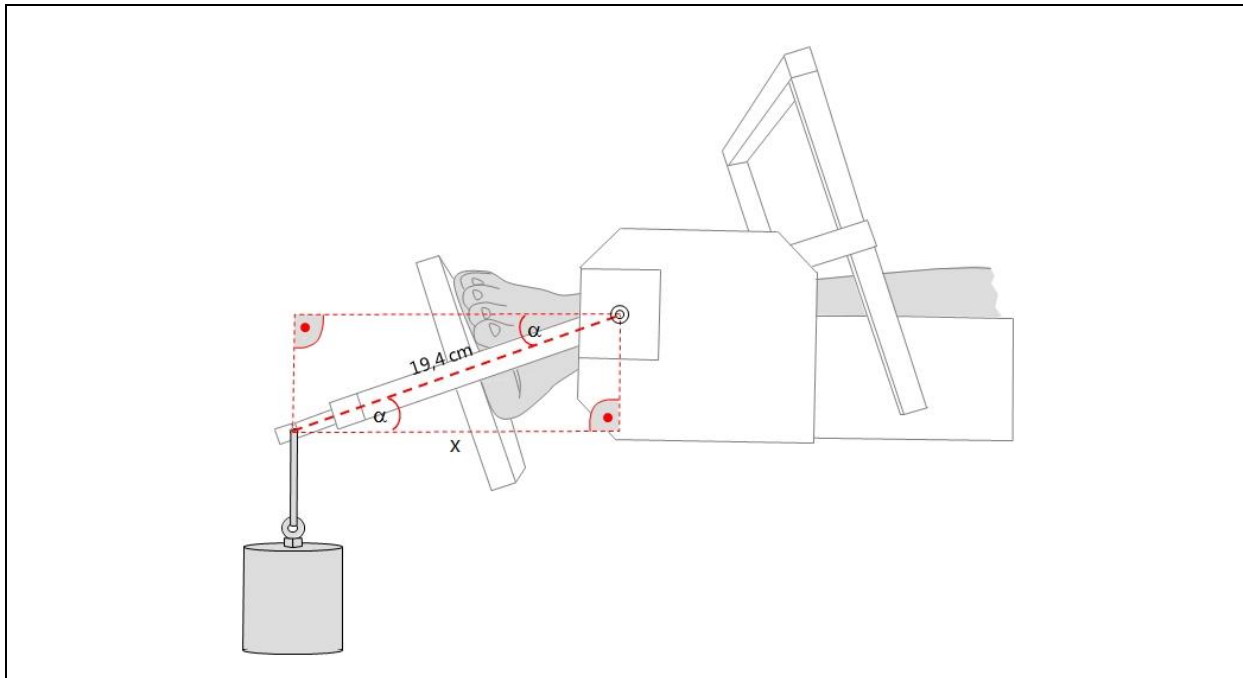


Abbildung 12. Schematische Darstellung des Hebelarmes x in Abhängigkeit der Winkelstellung zur Berechnung des wirkenden Inversionsmoments während der kraft-kontrollierten Inversion.

Mit Hilfe der Moment-Winkel-Relation bei einer applizierten Kraft von 15 N sowie bei Neutralstellung des Sprunggelenks (0 Nm ; 0° Inversion) erfolgte die Berechnung der Drehsteifigkeit als Steigung der Geraden zwischen diesen beiden Punkten. Die alleinige Betrachtung der, durch die eingeleitete externe Kraft von 15 N, erzeugten Inversionsmomente ist damit zu begründen, dass sich die Dehnung des CFL während der Messung im IA im linearen Abschnitt der Belastungs-Verformungskurve befand. Somit fanden die durch die externen Kräfte von 5 N und 10 N erzeugten Inversionsmomente bei der Berechnung der Drehsteifigkeit keine Berücksichtigung (siehe Studie II).

Des Weiteren wurde die Muskelaktivität des Peroneus longus mittels Oberflächen-Elektromyographie (EMG) mit einer Messfrequenz von 1000 Hz erfasst. Im Anschluss an das Rasieren und Reinigen der Haut wurden zwei Elektroden (Ambu[®] Blue Sensor N, Ambu GmbH, Bad Nauheim, Deutschland) im Abstand von circa 2,2 cm parallel zum Faserverlauf auf den Muskelbauch des Peroneus longus geklebt. Die Elektroden verfügten über eine Sensorfläche von 15 mm^2 mit einem hoch-leitenden Nassgel. Mit Hilfe des EMG wurde zeitgleich zur Messung des Bewegungsausmaßes auf eine entspannte Muskulatur geachtet. Beim ersten visuellen Anstieg der Muskelaktivität

wurde die Messung abgebrochen und wiederholt. Diese visuelle Kontrolle ist die häufigste Methode zur Bestimmung der Aktivität eines Muskels und wird in der täglichen klinischen Praxis angewandt (Roetenberg et al., 2003; Solnik et al., 2010). Dadurch wurde ein aktives Entgegenhalten des M. peroneus longus während der Inversion im Testgerät ausgeschlossen. Das exakte Ausmaß der Muskelaktivität wurde in der Auswertung nicht berücksichtigt.

4.3 Studie Ia - Überprüfung der Reliabilität des Inversionsapparates

In diesem Teil der Studie wird die Test-Retest- und die Versuch-zu-Versuch-Reliabilität des Ausmaßes der Inversion und der Drehsteifigkeit während der Messungen im IA überprüft. Eine hohe Reliabilität des Testverfahrens zur Überprüfung von Instabilitäten des CFL ermöglicht eine wiederholte Anwendung des IA bei einem Patienten. Dies stellt, langfristig gesehen, eine entscheidende Voraussetzung für die Nutzung des Testverfahrens im klinischen Alltag dar.

4.3.1 Studiendesign

Die Überprüfung der Test-Retest-Reliabilität des Bewegungsausmaßes und der Drehsteifigkeit erfolgte im Abstand von sieben Tagen. Zu beiden Testzeitpunkten bestanden die identischen Rahmenbedingungen (IA-Einstellungen, Tageszeit, Raumtemperatur). Zu einem Testzeitpunkt erfolgte zusätzlich die Untersuchung der Versuch-zu-Versuch-Reliabilität für jede Kraftbedingung. Alle Messungen wurden von einem Untersucher durchgeführt.

4.3.2 Stichprobe

An dieser Studie nahmen 12 sportlich aktive Personen (5 Frauen; 7 Männer) ohne Beschwerden im Bereich des Sprunggelenks teil. Das Durchschnittsalter lag bei 24,42 ($\pm 2,75$) Jahren, die durchschnittliche Größe bei 177,67 ($\pm 7,29$) cm und das mittlere Gewicht bei 69,08 ($\pm 7,03$) kg. Ausschlusskriterium war eine akute Sprunggelenksverletzung innerhalb der vergangenen sechs Monate.

4.3.3 Statistische Verfahren

Zur Bestimmung der Test-Retest- und der Versuch-zu-Versuch-Reliabilität wurde der Intraklassen-Korrelationskoeffizient (ICC) mit Hilfe der Software IBM SPSS Statistik 21 (IBM Deutschland GmbH, Ehningen, Deutschland) berechnet. Ein ICC > 0,700 spiegelt eine klinisch annehmbare Reliabilität und ein ICC > 0,800 eine exakte Reliabilität wider (Kerkhoffs et al., 2005a; de Vries et al., 2010). Das Signifikanzniveau lag bei $p < 0,05$.

4.3.4 Ergebnisse

Der ICC zur Bestimmung der Test-Retest-Reliabilität des Bewegungsausmaßes und der Drehsteifigkeit variierte zwischen 0,801 und 0,904. Die detaillierte Darstellung der Ergebnisse erfolgt in Tabelle 7 und Tabelle 8.

Tabelle 7. Intraklassen-Korrelationskoeffizienten (ICC) zur Bestimmung der Test-Retest-Reliabilität des Ausmaßes der Inversion.

Bedingung	Inversion [°]	ICC
t ₁ (5 N) vs. t ₂ (5 N)	15,27 ± 7,31 vs. 17,47 ± 8,44	0,815
t ₁ (10 N) vs. t ₂ (10 N)	20,99 ± 6,31 vs. 23,41 ± 8,63	0,801
t ₁ (15 N) vs. t ₂ (15 N)	26,40 ± 6,45 vs. 28,29 ± 7,63	0,890

Werte dargestellt in MW ± SD. t₁ = Testzeitpunkt 1; t₂ = Testzeitpunkt 2

Tabelle 8. Intraklassen-Korrelationskoeffizienten (ICC) zur Bestimmung der Test-Retest-Reliabilität der Drehsteifigkeit.

Bedingung	Drehsteifigkeit [Nm/°]	ICC
t ₁ vs. t ₂	0,10 ± 0,03 vs. 0,10 ± 0,04	0,904

Werte dargestellt in MW ± SD. t₁ = Testzeitpunkt 1; t₂ = Testzeitpunkt 2

Bezüglich der Versuch-zu-Versuch-Reliabilität des Bewegungsausmaßes lag der ICC zwischen 0,915 und 0,994 (Abbildung 13).

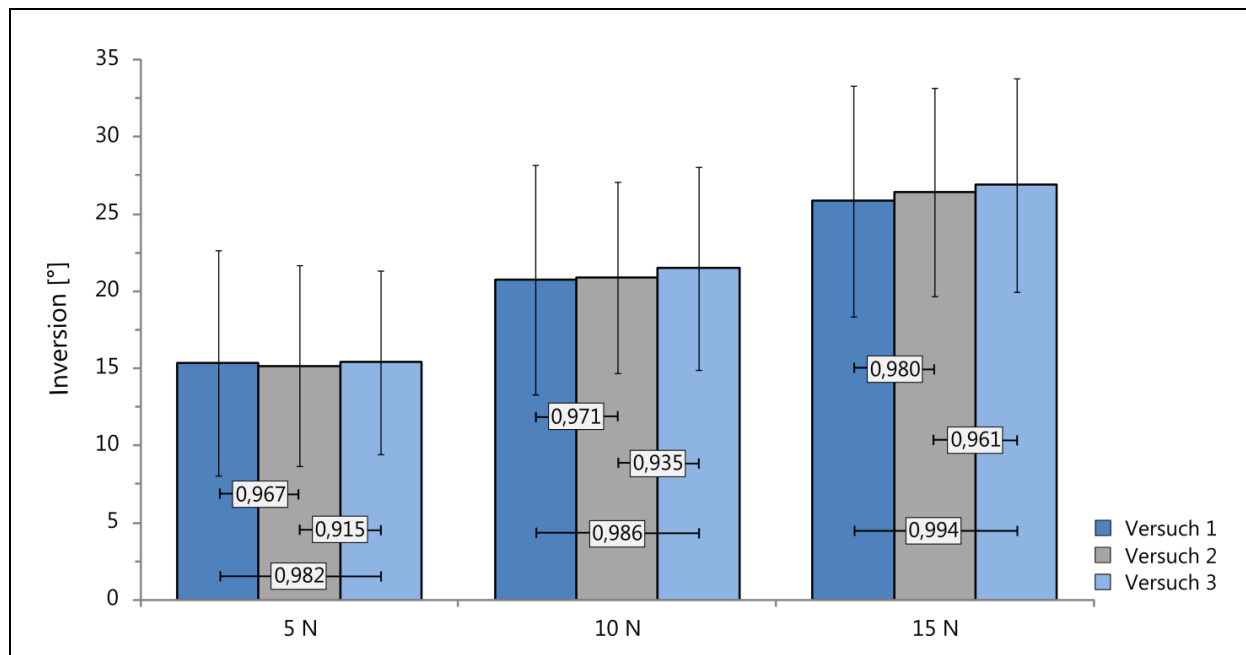


Abbildung 13. Intraklassen-Korrelationskoeffizienten (Werte in grauen Rechtecken) zur Bestimmung der Versuch-zu-Versuch-Reliabilität des Ausmaßes der Inversion getrennt nach aufgebrachtter Kraft.

In Tabelle 9 wird der ICC zur Bestimmung der Versuch-zu-Versuch-Reliabilität der Drehsteifigkeit dargestellt.

Tabelle 9. Intraklassen-Korrelationskoeffizient (ICC) zur Bestimmung der Versuch-zu-Versuch-Reliabilität der Drehsteifigkeit.

Bedingung	Drehsteifigkeit [Nm/°]	ICC
Versuch 1 vs. Versuch 2	0,11 ± 0,03 vs. 0,10 ± 0,03	0,983
Versuch 1 vs. Versuch 3	0,11 ± 0,03 vs. 0,10 ± 0,03	0,965
Versuch 2 vs. Versuch 3	0,10 ± 0,03 vs. 0,10 ± 0,03	0,995

Werte dargestellt in MW ± SD

Alle dargestellten ICC spiegeln eine hohe Reliabilität des Bewegungsausmaßes und der Drehsteifigkeit wider. Somit sind alle Anforderungen an ein Testgerät zur Erfassung von Instabilitäten des CFL mit der Kontrolle der Muskelaktivität, einem einheitlichen Flexionswinkel des Sprunggelenks, einer definierten Höhe und Richtung der applizierten Kraft sowie der hohen Reliabilität erfüllt. Im Folgenden wird in einer klinischen Evaluation geprüft, ob mittels IA vorliegende Instabilitäten des CFL erfasst werden können.

4.4 Studie Ib - Klinische Evaluation des Inversionsapparates

In diesem Teil der Studie werden bei Patienten mit akuten Supinationstraumen und manuell erfassten Bandinstabilitäten das Ausmaß der Inversion und die Drehsteifigkeit während der Messungen im IA erhoben. Dadurch wird überprüft, ob die manuell bereits erfassten Instabilitäten des CFL mittels des IA ebenfalls identifiziert werden können. Dies ist eine entscheidende Voraussetzung für den Einsatz des IA in der Diagnostik von akuten Supinationstraumen.

4.4.1 Studiendesign

Innerhalb von 48 Stunden (t_0) nach einem akuten Supinationstrauma wurden die Patienten klinisch mit unter anderem der Durchführung von manuellen Stabilitätstests untersucht. Drei Monate posttraumatisch (t_3) erfolgte sowohl mit den Patienten als auch mit einer gesunden Kontrollgruppe eine Messung im IA. Betrachtet wurden das Ausmaß der Inversion sowie die Drehsteifigkeit des verletzten und unverletzten Sprunggelenks bzw. des nicht-dominanten und dominanten Sprunggelenks der Gesunden. Als dominant wurde das Sprunggelenk des Standbeines bezeichnet, mit dem, subjektiv eingeschätzt, ein Einbeinstand sicherer möglich war.

Die Genehmigung der Studiendurchführung erfolgte durch die Ethikkommission der Deutschen Sporthochschule Köln. Alle Probanden unterschrieben eine Einwilligung- und Datenschutzerklärung.

4.4.2 Stichprobe

Zur klinischen Evaluation des Testgerätes wurden 61 Patienten (23 Frauen; 38 Männer) rekrutiert. Eingeschlossen wurden Patienten mit akuten Supinationstraumen vom Grad II oder III und einer ärztlichen Untersuchung durch den Studienarzt innerhalb von 48 Stunden posttraumatisch. Weitere Einschlusskriterien waren eine regelmäßige körperliche Aktivität von mindestens zwei Stunden pro Woche und ein Alter zwischen 16 und 50 Jahren. Zu den Ausschlusskriterien gehörten eine bereits erlittene Sprunggelenksverletzung innerhalb der vergangenen sechs Monate, ein radiologischer Nachweis einer Sprunggelenks- oder Mittelfußfraktur, ein im MRT

nachgewiesener akuter Knorpelschaden, ein Knochenmarksödem oder chronische Erkrankungen mit einem negativen Einfluss auf den Heilungsverlauf.

Zusätzlich wurden 76 Probanden (36 Frauen; 40 Männer) ohne Sprunggelenksverletzungen innerhalb der vergangenen sechs Monate in die Studie eingeschlossen. Diese Kontrollgruppe entsprach in Alter und Aktivitätsniveau der Patientengruppe.

4.4.3 Testverfahren

Zu t_0 erfolgte die Durchführung des VST und der LAK. Diese Tests wurden beim Vorliegen einer Instabilität als positiv bzw. bei keinen Auffälligkeiten als negativ bewertet. Als Vergleich diente die Stabilität des gesunden Sprunggelenks. Die Patienten wurden je nach Ergebnis der manuellen Testverfahren zu t_0 in drei Gruppen eingeteilt. Der Gruppe „VST positiv“ gehörten die Patienten mit einem positiven VST an. Patienten mit einer Instabilität des CFL wurden in der Gruppe „LAK positiv“ zusammengefasst. In die dritte Patientengruppe „VST und LAK negativ“ wurden die Patienten mit keinen manuell nachgewiesenen Instabilitäten eingeschlossen. Anhand der zu t_3 durchgeführten Messungen im IA erfolgte der Vergleich der drei Patientengruppen mit der gesunden Kontrollgruppe.

Zusätzlich wurde zu t_0 und t_3 das subjektive Instabilitätsgefühl im betroffenen Sprunggelenk abgefragt. Die Patienten gaben hierbei kein (1), ein geringes (2), mäßiges (3) oder starkes (4) Instabilitätsgefühl an.

4.4.4 Statistische Verfahren

Zur Überprüfung der Unterschiede im Bewegungsausmaß und in der Drehsteifigkeit zwischen den Patientengruppen und der gesunden Kontrollgruppe kam eine univariate Varianzanalyse mit anschließender Bonferroni-Korrektur zum Einsatz. Zur Erfassung von Unterschieden im subjektiven Instabilitätsgefühl zwischen den Patientengruppen wurde der Kruskal-Wallis-Test durchgeführt. Die Berechnungen erfolgten mit Hilfe der Software IBM SPSS Statistik 21 (IBM Deutschland GmbH, Ehningen, Deutschland). Das Signifikanzniveau lag bei $p < 0,05$.

4.4.5 Ergebnisse

Die Beschreibung der Stichprobe getrennt nach Untersuchungsgruppen erfolgt in Tabelle 10.

Tabelle 10. Beschreibung der Stichprobe getrennt nach Patientengruppen und gesunder Kontrollgruppe.

	Anzahl	Alter [Jahren]	Größe [cm]	Gewicht [kg]	BMI [kg/m ²]
Kontrollgruppe	76	26,34 ± 8,68	176,43 ± 9,57	69,28 ± 11,63	22,12 ± 2,20
VST positiv	27	25,65 ± 9,44	179,69 ± 7,11	74,42 ± 11,13	22,97 ± 2,68
LAK positiv	10	33,90 ± 12,72	175,40 ± 9,31	75,30 ± 16,79	24,34 ± 4,52
VST und LAK negativ	24	26,21 ± 8,12	177,38 ± 8,45	72,17 ± 9,33	22,90 ± 2,10

Werte dargestellt in MW ± SD; VST = vorderer Schubladentest; LAK = laterale Aufklappbarkeit

Das subjektive Instabilitätsgefühl im verletzten Sprunggelenk unterschied sich zwischen den Patientengruppen zu beiden Untersuchungsterminen nicht signifikant. Allerdings ist zu beachten, dass die Patienten der VST positiv-Gruppe zu t_0 sowie der LAK positiv - Gruppe zu t_3 jeweils im Vergleich zu den anderen beiden Patientengruppen ein höheres Instabilitätsgefühl angaben (Tabelle 11).

Tabelle 11. Das subjektive Instabilitätsgefühl im verletzten Sprunggelenk getrennt nach Patientengruppen.

	Subjektives Instabilitätsgefühl	
	t_0	t_3
VST positiv	3,19 ± 1,00	1,64 ± 0,57
LAK positiv	2,80 ± 0,79	2,16 ± 0,60
VST und LAK negativ	2,79 ± 0,98	1,67 ± 0,82

Werte dargestellt in MW ± SD. t_0 = Testzeitpunkt innerhalb von 48 Stunden posttraumatisch; t_3 = Testzeitpunkt drei Monate posttraumatisch; Subjektives Instabilitätsgefühl zwischen 1 (kein Instabilitätsgefühl) und 4 (starkes Instabilitätsgefühl)

Die univariate Varianzanalyse zeigte bezüglich des Bewegungsausmaßes einen signifikanten Einfluss der Untersuchungsgruppe ($p < 0,01$). Hierbei wies die LAK positiv – Gruppe unabhängig des Sprunggelenks ein signifikant größeres Ausmaß der Inversion im Vergleich zu den übrigen drei Gruppen auf ($p < 0,01$). Des Weiteren kam es zu keinem signifikanten Einfluss des Sprunggelenks und zu keiner signifikanten

Wechselwirkung zwischen Untersuchungsgruppe und Sprunggelenk. Das mittlere Bewegungsausmaß der einzelnen Gruppen wird in Abbildung 14 dargestellt.

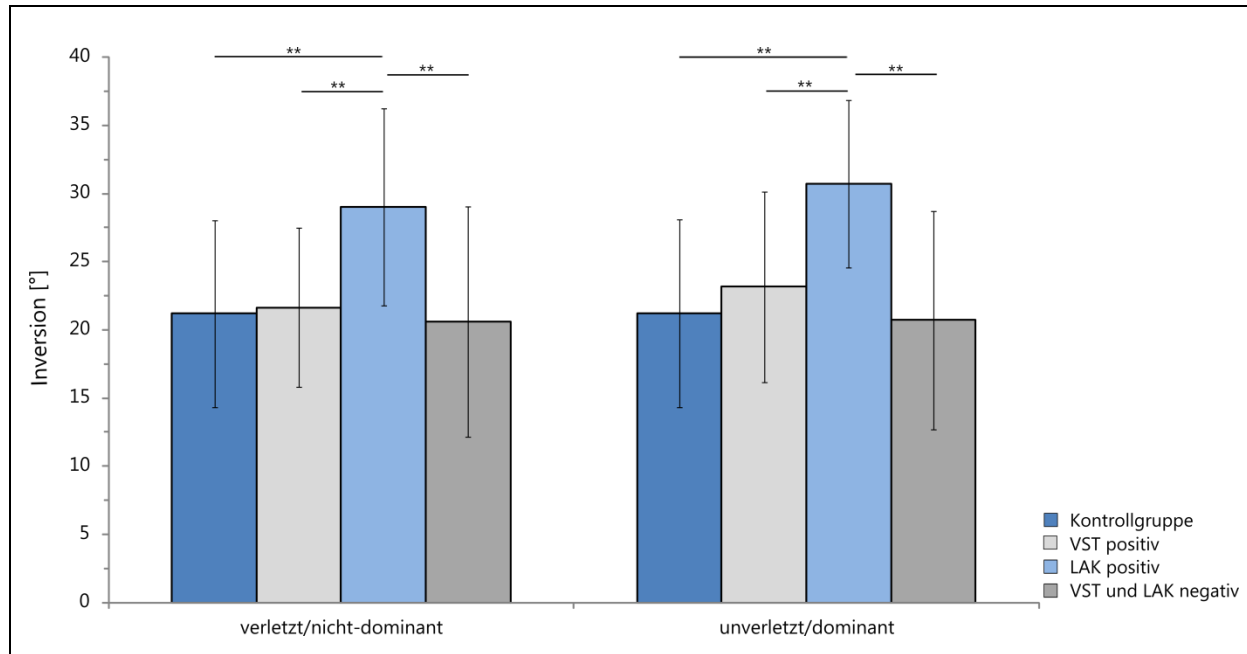


Abbildung 14. Darstellung des Ausmaßes der Inversion bei konstant wirkenden 15 N getrennt nach Untersuchungsgruppe und Sprunggelenk. ** $p < 0,01$; VST = vorderer Schubladentest; LAK = laterale Aufklappbarkeit.

Die mittleren Drehsteifigkeiten werden in Abbildung 15 dargestellt. Auch hier zeigte die univariate Varianzanalyse einen signifikanten Einfluss der Gruppe ($p < 0,01$) mit einer signifikant geringeren Steifigkeit in der LAK positiv – Gruppe im Vergleich zu den Patienten mit keinen manuell nachgewiesenen Bandinstabilitäten und der gesunden Kontrollgruppe. Ebenfalls zeigten die Patienten mit manuell erfasstem instabilem CFL eine geringere Drehsteifigkeit als die Patienten mit einem instabilen ATFL ($p = 0,05$). Die Steifigkeiten zwischen dem verletzten/nicht-dominanten und dem unverletzten/dominanten Sprunggelenk unterschieden sich nicht signifikant. Ebenfalls zeigte sich keine signifikante Wechselwirkung zwischen Untersuchungsgruppe und Sprunggelenk.

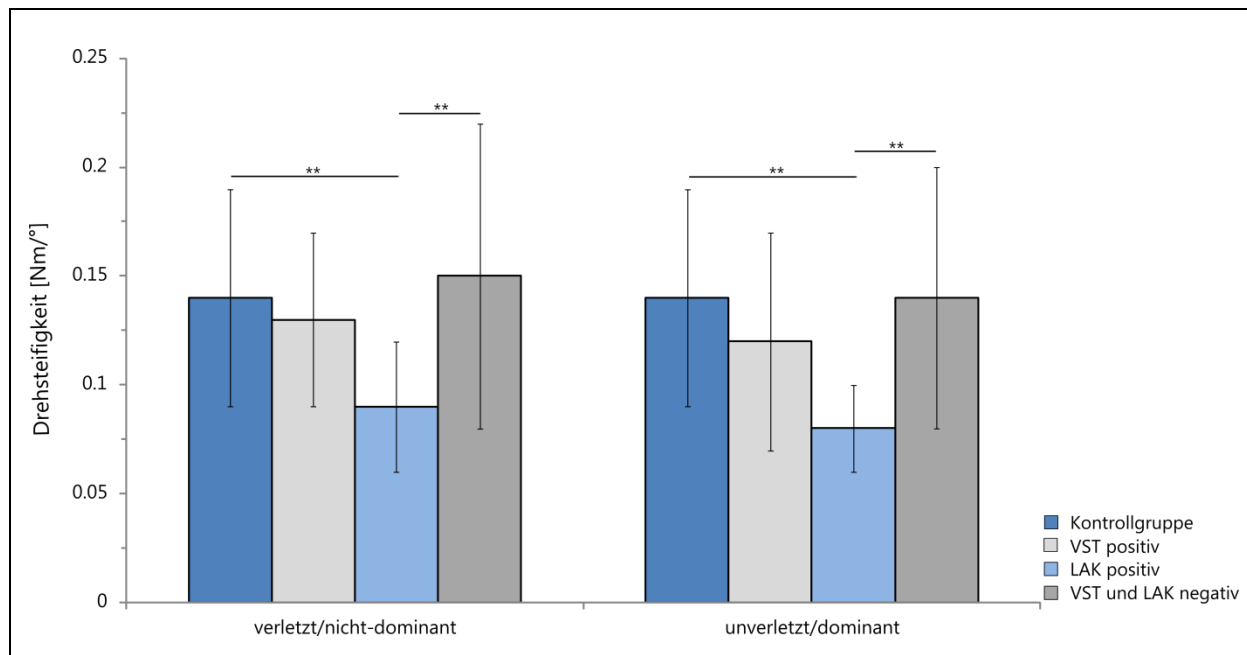


Abbildung 15. Darstellung der Drehsteifigkeit getrennt nach Untersuchungsgruppe und Sprunggelenk. ** $p < 0,01$; VST = vorderer Schubladentest; LAK = laterale Aufklappbarkeit.

Anhand der Ergebnisse wird ersichtlich, dass mit Hilfe des Testgerätes, Unterschiede im Bewegungsausmaß und der Drehsteifigkeit und damit der Sprunggelenksstabilität zwischen verschiedenen Probandengruppen aufgezeigt werden konnten. Allerdings ist zu beachten, dass manuell erfasste Instabilitäten des CFL bei Patienten mit akuten Supinationstraumen mit Hilfe der Messungen im IA nicht erfasst werden konnten. In der folgenden Präparatstudie soll daher die Zugkraft innerhalb des CFL während der Messungen im IA sowie die Steifigkeit des CFL untersucht werden.

4.5 Studie Ic – Belastung des Lig. calcaneofibulare während der Messungen im Inversionsapparat – in-vitro

In dieser Teilstudie soll geklärt werden, wie hoch die Zugkraft innerhalb des CFL während der Messungen im IA ist und zusätzlich der Zusammenhang zwischen der Drehsteifigkeit und der Steifigkeit des CFL aufgezeigt werden. Dadurch wird möglicherweise eine Erklärung gefunden, weshalb kein Nachweis von manuell erfassten Instabilitäten des CFL durch die Messungen im IA erbracht werden konnte (Studie Ib).

Diese Präparatstudie bestand aus drei Teilen, bei denen sich die Anzahl der menschlichen Präparatbeine, aufgrund von hervorgerufenen Bandschädigungen

durch die Messungen, unterschied. Alle Präparatbeine waren etwa 12 cm proximal des Kniegelenks amputiert. Jedes Bein wurde bei Raumtemperatur für 24 Stunden aufgetaut. Im Bereich des lateralen Sprunggelenks erfolgten die Entfernung von Haut und Weichteilgewebe, sowie die Durchtrennung der Peroneussehnen. Dadurch ist eine umfassende Untersuchung des CFL möglich. Keines der untersuchten Sprunggelenke wies Schädigungen auf.

4.5.1 Methodik

A) Inversionsapparat und Buckle Transducer über dem CFL

Die Messungen im IA erfolgten mit 12 Präparaten (8 weiblich; 4 männlich) mit einem durchschnittlichen Alter von 76,50 ($\pm 15,40$) Jahren. Die Präparate wurden in den IA, vergleichbar zu den in-vivo Messungen, eingespannt. Der einzige Unterschied bestand in der Fixierung des Kalkaneus mittels Schraube. Zusätzlich wurde über das CFL ein Buckle Transducer angebracht (Abbildung 16).



Abbildung 16. Das in den Inversionsapparat eingespannte Sprunggelenk mit einem über dem Lig. calcaneofibulare angebrachten Buckle Transducer.

Der Buckle Transducer erfasste die Dehnung des Bandes auf Basis der Dehnungsmessstreifentechnik. Durch eine Längenänderung des CFL während der Inversion kam es zur Verformung des Dehnungsmessstreifens und dadurch zur Änderung seines elektrischen Widerstandes. Die sich dabei bei Stromfluss ändernde elektrische Spannung und der Inversionswinkel wurden mit Hilfe der Software Vicon Nexus (VICON Motion Systems, Oxford, United Kingdom) mit einer Messfrequenz von 1000 Hz über 20 s aufgezeichnet. Der erfasste Inversionswinkel und die berechnete

Drehsteifigkeit der Präparatssprunggelenke wurden mit den Werten der Patienten mit akuten Supinationstraumen und der gesunden Kontrollgruppe aus Studie Ib verglichen. Eine Berücksichtigung fand hier allerdings nur das verletzte bzw. nicht-dominante Sprunggelenk. Des Weiteren wurde keine Unterscheidung der Patienten nach Ergebnissen von manuellen Testverfahren vorgenommen. Die Beschreibung der Stichprobe ist Tabelle 12 zu entnehmen.

Tabelle 12. Beschreibung der Stichprobe.

	Anzahl	Alter [Jahren]	Größe [cm]	Gewicht [kg]	BMI [kg/m ²]
Kontrollgruppe	76	26,34 ± 8,68	176,43 ± 9,57	69,28 ± 11,63	22,12 ± 2,20
Patienten	61	27,25 ± 9,86	178,05 ± 8,06	73,67 ± 11,45	23,17 ± 2,85

Werte dargestellt in MW ± SD

B) Materialprüfmaschine und Buckle Transducer über dem CFL

Im Anschluss an die Messungen im IA erfolgte die Herausnahme des Knochen-Band-Knochenkomplexes des CFL bei acht, noch intakten Präparaten (5 weiblich; 3 männlich) mit einem Durchschnittsalter von 75,00 (±15,50) Jahren zur Überprüfung der Zugkraft innerhalb des CFL in einer Materialprüfmaschine (Zwick Z2.5/TN1S; Zwick GmbH & Co KG, Ulm, Deutschland).

Die herausgetrennten Knochenstücke des Malleolus lateralis und des Kalkaneus wurden in einseitig geöffnete Hohlzylinder mit einem Durchmesser von 37 mm mittels kaltpolymerisierendem Kunststoff (Technovit 4004; Heraeus Kulzer GmbH, Wehrheim, Deutschland) fixiert. Zusätzlichen Halt fanden die Knochenstücke durch drei in den Zylinder gedrehte Schrauben. Durch diese Befestigung konnten Messfehler durch mögliche Gleiteffekte vermieden werden. Der Zylinder mit dem Kalkaneus wurde in die stehende Traverse der Materialprüfmaschine geschraubt, während der Zylinder mit dem Knochenstück des Malleolus lateralis mittels Steckstift an der fahrbaren Traverse befestigt wurde. Bei der Fixierung wurde darauf geachtet, dass der Knochen-Band-Knochenkomplex in anatomisch korrekter Ausrichtung eingespannt wurde (Abbildung 17).

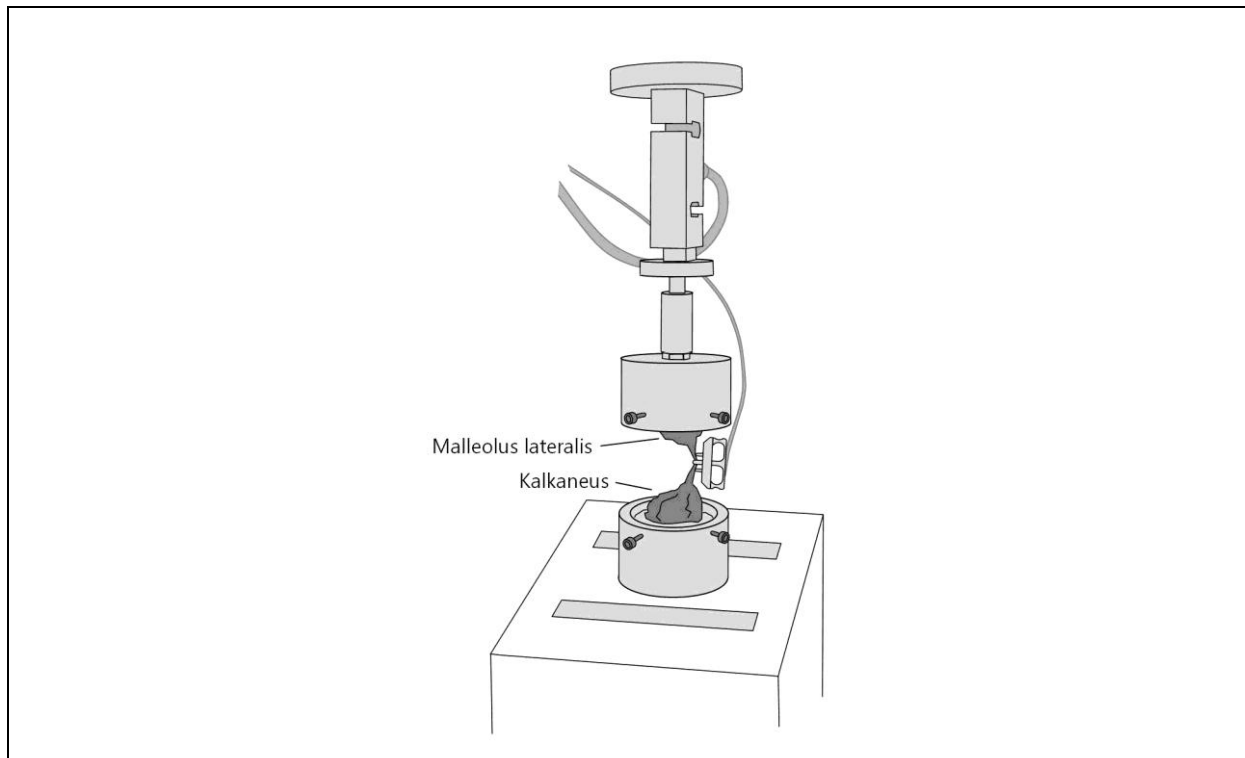


Abbildung 17. Schematische Darstellung des in die Materialprüfmaschine eingespannten Knochen-Band-Knochenkomplexes des Lig. calcaneofibulare. Zusätzlich ist über diesem Band der Buckle Transducer angebracht.

Während der Messung erfolgte die Befeuchtung des Präparats mit Kochsalzlösung (NaCl). Die Ausgangslänge des Bandes wurde von Ansatz bis Ursprung mit Hilfe eines digitalen Messschiebers bestimmt.

Zur Erfassung der im CFL wirkenden Zugkräfte während der im IA durchgeführten Inversion, wurde der Buckle Transducer über das in der Materialprüfmaschine eingespannte CFL erneut angebracht und mit einem Multimeter verbunden. Es erfolgte die manuelle Dehnung des eingespannten CFL mittels fahrbarer Traverse bis das Multimeter, die während Inversion gemessene elektrische Spannung, anzeigte. Mit Hilfe der Software testXpert V10.0 (Zwick GmbH & Co KG, Ulm, Deutschland) wurde, entsprechend der jeweiligen Spannungswerte, die innerhalb des CFL wirkende Zugkraft erfasst.

Die Betrachtung der Zugkraft innerhalb des CFL erfolgte in Relation zur Höhe der extern applizierten Kraft und des erreichten Inversionswinkels.

C) Materialprüfmaschine

Zuletzt erfolgte ein Zerreiβtest in der Materialprüfmaschine (Zwick Z2.5/TN1S; Zwick GmbH & Co KG, Ulm, Deutschland) bei vier verbliebenen intakten Knochen-Band-Knochenkomplexen des CFL. Diese Präparate (2 weiblich; 2 männlich) verfügten über ein mittleres Alter von 68,50 ($\pm 13,77$) Jahren. Hierbei wurde das Band mit einer Geschwindigkeit von 1 N/s bis zum Bruch belastet und die Bandsteifigkeit, die der Steigung des linearen Abschnitts der Kraft-Verformungskurve entspricht, erfasst.

Die Aufzeichnung der Messwerte erfolgte mit einer Frequenz von 50 Hz. Mit Hilfe der Software testXpert V10.0 (Zwick GmbH & Co KG, Ulm, Deutschland) wurden die Messdaten aufgenommen, im Anschluss exportiert und mit Microsoft Office Excel 2007 (Microsoft Corporation, Redmond, USA) weiterverarbeitet.

4.5.2 Statistische Verfahren

Der Vergleich des Ausmaßes der Inversion sowie der Drehsteifigkeit zwischen Präparaten, Patienten und der gesunden Kontrollgruppe erfolgte mittels einfaktorieller Varianzanalyse und anschließender Bonferroni-Korrektur.

Zur Bestimmung des statistischen Zusammenhangs zwischen erfasster Bandsteifigkeit mittels Zerreiβtest und berechneter Drehsteifigkeit kam der Korrelationskoeffizient nach Spearman zum Einsatz.

Die statistischen Berechnungen erfolgten mit Hilfe der Software IBM SPSS Statistik 21 (IBM Deutschland GmbH, Ehningen, Deutschland). Das Signifikanzniveau lag bei $p < 0,05$.

4.5.3 Ergebnisse

Beim Vergleich des Bewegungsausmaßes und der Drehsteifigkeit zeigten sich signifikante Unterschiede zwischen den Präparaten und den Patienten sowie der gesunden Kontrollgruppe. Die Präparate wiesen hierbei eine signifikant geringere Inversion und demzufolge eine signifikant höhere Drehsteifigkeit auf (Tabelle 13; Tabelle 14).

Tabelle 13. Unterschiede im Ausmaß der Inversion zwischen Präparaten, Patienten und einer gesunden Kontrollgruppe.

Bedingung	Inversion [°]	p
Präparate vs. Patienten	12,28 ± 5,33 vs. 22,51 ± 7,87	< 0,001
Präparate vs. Kontrollgruppe	12,28 ± 5,33 vs. 21,19 ± 6,85	0,001
Patienten vs. Kontrollgruppe	22,51 ± 7,87 vs. 21,19 ± 6,85	0,870

Werte dargestellt in MW ± SD; N = 12; p-Werte nach Bonferroni

Tabelle 14. Unterschiede der Drehsteifigkeit zwischen Präparaten, Patienten und einer gesunden Kontrollgruppe.

Bedingung	Drehsteifigkeit [Nm/°]	p
Präparate vs. Patienten	0,23 ± 0,12 vs. 0,13 ± 0,05	< 0,001
Präparate vs. Kontrollgruppe	0,23 ± 0,12 vs. 0,14 ± 0,05	< 0,001
Patienten vs. Kontrollgruppe	0,13 ± 0,05 vs. 0,14 ± 0,05	0,920

Werte dargestellt in MW ± SD; N = 12; p-Werte nach Bonferroni

In Tabelle 15 wird das durch die extern applizierten Kräfte erzeugte Ausmaß der Inversion und die dabei wirkenden Zugkräfte innerhalb des CFL aufgezeigt.

Tabelle 15. Das durch die extern applizierte Kraft erzeugte Ausmaß der Inversion und die dabei wirkende Zugkraft innerhalb des Lig. calcaneofibulare.

Extern applizierte Kraft [N]	Inversion [°]	Zugkraft [N]
5	3,50 ± 1,31	31,89 ± 14,03
10	7,72 ± 1,73	50,97 ± 15,84
15	11,28 ± 3,14	75,38 ± 21,27

Werte dargestellt in MW ± SD; N = 8

Der statistische Zusammenhang zwischen Band- und Drehsteifigkeit ist Tabelle 16 zu entnehmen.

Tabelle 16. Korrelation zwischen der Bandsteifigkeit und der Drehsteifigkeit.

Bedingung	Werte	r	p
Bandsteifigkeit [N/mm]	60,44 ± 26,19	-.200	0,80
vs.	vs.		
Drehsteifigkeit [Nm/°]	0,22 ± 0,06		

Werte dargestellt in MW ± SD; N = 4; Korrelationskoeffizient r nach Spearman

Anhand des Korrelationskoeffizienten nach Spearman von $r = -.200$ wird deutlich, dass ein sehr geringer nicht signifikanter ($p = 0,80$) Zusammenhang zwischen den beiden Steifigkeiten besteht.

4.6 Diskussion

In dieser Studie wurden die Reliabilität und die klinische Anwendbarkeit eines selbstentwickelten Testgerätes zur Erfassung von Instabilitäten des CFL überprüft. Des Weiteren wurde die Zugkraft innerhalb des CFL während kraft-kontrollierter Inversion mittels IA sowie die Steifigkeit des CFL erfasst.

Sowohl bei der Test-Retest- als auch der Versuch-zu-Versuch-Reliabilität des Bewegungsausmaßes und der Drehsteifigkeit lag der ICC zwischen 0,801 und 0,995. Durch diese hohe Reliabilität ist es möglich die Messungen mittels IA wiederholt mit demselben Patienten durchzuführen. Dadurch können unter anderem Aussagen über die Effektivität einer Behandlung oder den Zeitpunkt der Wiederaufnahme der Sportaktivität getroffen werden (Docherty & Rybak-Webb, 2009).

Neben einer hohen Reliabilität verfügte das Testgerät über die Möglichkeit der Kontrolle der Aktivität des M. peroneus longus mittels Oberflächen-EMG. Hierbei wurde durch visuelle Kontrolle auf eine entspannte Muskulatur geachtet und beim ersten Anstieg der Aktivität die Messung abgebrochen. Dies ist entscheidend, um ein aktives Entgegenhalten während der Stabilitätsmessung zu vermeiden (Daniel et al., 1985; Kirk et al., 2000; Docherty & Rybak-Webb, 2009). Die visuelle Methodik zur Bestimmung des Beginns einer Muskelaktivität wird sehr häufig in der klinischen Praxis angewandt (Roetenberg et al., 2003) und ermöglicht zeitgleich zur Messung des Ausmaßes der Inversion eine direkte Beurteilung der Muskelaktivität. Durch diese subjektive Kontrolle der Muskelaktivität konnten allerdings sehr geringe Aktivitäten eventuell nicht identifiziert werden (Solnik et al., 2010; Malone et al., 2011). Objektive Methoden würden diese Nachteile nicht zeigen, allerdings wäre dadurch eine unmittelbare Analyse des Ausmaßes der Muskelaktivität zeitgleich zur Messung im IA nicht möglich.

Neben einer entspannten Muskulatur, ist die Gelenkstabilität entscheidend vom Flexionswinkel des Sprunggelenks abhängig, weshalb eine einheitliche Positionierung vor und während der Messung wichtig ist (Kovaleski et al., 1999; Kirk et al., 2000; Corazza et al., 2005). Aufgrund der anatomischen Lage des CFL, verändert sich je nach Flexionswinkel die Beteiligung dieses Bandes an der Gelenkstabilität in Inversion (Seligson et al., 1980). Vor diesem Hintergrund ist, wie auch während der Messungen im IA, die Neutralstellung des Sprunggelenks (90° zwischen Tibia und Fuß) zur Überprüfung der Instabilität des CFL zu bevorzugen (Seligson et al., 1980). Des Weiteren ist eine standardisierte Kraftapplikation, wie bei den Messungen im IA, entscheidend, da verschieden hohe Kräfte bzw. Momente ein unterschiedliches Bewegungsausmaß des Sprunggelenks erzeugen (Kirk et al., 2000) und folglich verschiedene Aussagen über die Gelenkstabilität getroffen werden.

Andere bereits entwickelte und evaluierte Testgeräte zur Stabilitätsprüfung erfüllten die Anforderungen mit der Überprüfung der Muskelaktivität, dem Einstellen eines definierten Flexionswinkels im Sprunggelenk, dem Aufbringen einer standardisierten Kraft und eine hohe Reliabilität nicht vollständig (Seligson et al., 1980; Siegler et al., 1996; Kovaleski et al., 1999, 2002; Hubbard et al., 2004; Kerkhoffs et al., 2005a; Docherty & Rybak-Webb, 2009). Dadurch ist eine Vergleichbarkeit von Ergebnissen aus verschiedenen Studien mit unterschiedlichen Testgeräten nur schwer möglich (Kovaleski et al., 1999; Hubbard et al., 2004; Docherty & Rybak-Webb, 2009).

Im zweiten Teil der Studie ging es um die klinische Evaluation des IA. Hierbei erfolgte die Testung von Patienten mit akuten Supinationstraumen getrennt nach Ergebnissen von manuellen Stabilitätstests. Patienten mit einer manuell nachgewiesenen Instabilität des CFL wiesen ein signifikant größeres Ausmaß der Inversion und eine signifikant geringere Drehsteifigkeit im Vergleich zu Patienten mit keiner manuell nachgewiesenen Bandinstabilität sowie zu einer gesunden Kontrollgruppe auf. Das Ausmaß der Inversion war in der Patientengruppe mit instabilem CFL ebenfalls signifikant größer als in der Gruppe mit manuell nachgewiesenem instabilem ATFL. Allerdings zeigten sich diese Unterschiede sowohl im verletzten als auch im unverletzten Sprunggelenk.

Auch andere Studien, die Instabilitäten des ATFL und/oder CFL mittels Testgeräten nachwiesen, zeigten keine Unterschiede zwischen dem verletzten und unverletzten bzw. zwischen dem nicht-dominanten und dominanten Sprunggelenk bei Patienten mit chronischer Instabilität, bei Patienten zwei Monate posttraumatisch sowie bei Gesunden (Kovaleski et al., 1999; Kirk et al., 2000; Liu et al., 2001; Hubbard et al., 2004; Kerkhoffs et al., 2005a, 2005b).

Ein möglicher Grund für ähnliche Werte zwischen dem verletzten und unverletzten Sprunggelenk stellen die zu verschiedenen Zeitpunkten durchgeführten Untersuchungen dar. Während die Messungen mittels IA drei Monate posttraumatisch stattfanden, erfolgten die manuellen Stabilitätstests bereits innerhalb von 48 Stunden nach der Verletzung. Allerdings muss in diesem Zusammenhang ebenfalls die geringe Korrelation zwischen Bandsteifigkeit und Drehsteifigkeit aus Studie Ic berücksichtigt werden. Dies deutet darauf hin, dass durch die Messungen im IA die allgemeine Gelenkstabilität und nicht die Bandstabilität erfasst wurde. Dies lässt wiederum den Schluss zu, dass die ähnlichen Werte des verletzten und unverletzten Sprunggelenks nicht alleine auf die Bandverletzung zurückzuführen sind. Neben der Bandinstabilität können auch weitere Faktoren, wie zum Beispiel mechanische Eigenschaften der Kapseln und Muskulatur, die Kongruenz der artikulierenden Gelenkflächen oder propriozeptive Beeinträchtigungen, das Bewegungsausmaß und die Drehsteifigkeit des Sprunggelenks beeinflussen (Stormont et al., 1985; Kerkhoffs et al., 2005a).

Der dritte Teil der Studie beschäftigte sich mit der Zugkraft innerhalb des CFL während der Messungen im IA sowie der Steifigkeit des CFL. In dieser Studie wiesen die Präparatsprunggelenke ein signifikant geringeres Ausmaß der Inversion und demzufolge eine signifikant höhere Drehsteifigkeit im Vergleich zum verletzten bzw. nicht-dominanten Sprunggelenk von Patienten bzw. Gesunden auf. Die Spender der Präparate waren im Mittel deutlich älter, als die Patienten und Gesunden. Somit widersprechen die Studienergebnisse der Annahme, dass die Steifigkeit von Bändern und Gelenken mit zunehmendem Alter abnimmt (Frankel & Nordin, 2012; Lis et al., 2012). Eventuell ist die höhere Gelenksteifigkeit auf eine Immobilisation des

Sprunggelenks vor dem Tod zurückzuführen (Akeson et al., 1987). Dies gilt es allerdings in einer zukünftigen Studie zu klären.

Des Weiteren war die Zugkraft innerhalb des CFL etwa fünfmal so hoch wie die extern applizierte Kraft und lag somit zwischen 32 N und 75 N. Für eine Interpretation dieser Werte, muss in einer zukünftigen Studie zusätzlich die Reißfestigkeit des Bandes bestimmt werden. Dadurch können Aussagen über die Größe der Zugkraft innerhalb des CFL während der Messungen im IA im Verhältnis zur maximalen Reißfestigkeit dieses Bandes, getroffen werden.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass das Testgerät alle Anforderungen zur Erreichung der Ziele von Stabilitätstests, wie die Möglichkeit der Kontrolle der Muskelaktivität, das Einstellen eines definierten Flexionswinkels im Sprunggelenk, das Aufbringen einer standardisierten Kraft sowie eine hohe Reliabilität erfüllt. Ebenfalls konnte eine Dehnung des CFL während der Messungen im IA aufgezeigt werden. Allerdings besteht die Annahme, dass mit Hilfe des Testgerätes keine Instabilität des CFL überprüft, sondern lediglich die allgemeine Gelenkstabilität erfasst werden kann.

Vor diesem Hintergrund wird in der folgenden Studie das Ausmaß der Dehnung verschiedener Anteile des CFL während der Messungen im IA untersucht. Des Weiteren wird geklärt, welchen Beitrag verschiedene Anteile des ATFL an einer reinen Inversionsbewegung des Sprunggelenks haben. Die gleichzeitige Betrachtung der Dehnung des CFL und des mittels IA erfassten Ausmaßes der Inversion, kann eventuell Aufschluss darüber geben, ob die Band- oder Gelenkstabilität mittels IA erfasst wird.

5 Studie II - Dehnung verschiedener Anteile der Ligg. talofibulare anterius und calcaneofibulare während kraft-kontrollierter Inversion

5.1 Einleitung

Aufgrund des häufigen Vorkommens von Supinationstraumen, sind umfassende Kenntnisse über den Verletzungsmechanismus von großer Bedeutung (Nigg et al., 1990). Dieser ist durch eine übermäßige Inversion und Innenrotation des Rückfußes gekennzeichnet. Eine zeitgleich auftretende Plantarflexion erhöht die Wahrscheinlichkeit einer übermäßigen Inversion und somit eines Supinationstraumas (Wright et al., 2000). Bei Überschreiten der Beanspruchungsgrenze kommt es, als Folge von Supinationstraumen, in den meisten Fällen zu einer Schädigung des ATFL und CFL (Broström, 1964). Dies liegt in der anatomischen Lage und den mechanischen Eigenschaften dieser Bänder begründet.

Für die Beurteilung von Teilrupturen und der Dehnungsverteilung innerhalb eines Bandes, ist die Betrachtung verschiedener Bandanteile entscheidend (Lu & O'Connor, 1996). Des Weiteren ist die Untersuchung einzelner Bandanteile für die Analyse der Gelenkstabilität hilfreich, um dadurch aufzuzeigen, welche Anteile bestimmte Sprunggelenksbewegungen begrenzen (Stagni et al., 2004). Es besteht somit der Bedarf an Kenntnissen über das Dehnungsverhalten verschiedener Bandanteile in Bezug zum Bewegungsausmaß (Ozeki et al., 2002), um dadurch die Funktionalität der Sprunggelenksbänder zu verstehen und Kenntnisse für die Bandrekonstruktion bereitzustellen.

Einige Präparatstudien erfassten die Bandlängen in Bezug zum Bewegungsausmaß, indem das Sprunggelenk mit Hilfe einer subjektiv gewählten Kraft bewegt wurde (Bruns & Rehder, 1993; Luo et al., 1997; Ozeki et al., 2002; Kitsoulis et al., 2011). Andere Studien wiederum fixierten die Sprunggelenke in speziellen Testgeräten und führten dadurch definierte Gelenkbewegungen aus (Nigg et al., 1990; Stagni et al., 2004). Die Messungen der Bandlängen erfolgten im maximal möglichen Bewegungsausmaß mittels Lineal (Nigg et al., 1990; Kitsoulis et al., 2011), Zirkel (Nigg

et al., 1990) oder digitalem Messschieber (Ozeki et al., 2002). Weitere Studien nutzten Messmethoden, wie magnetische Trackingsysteme (Luo et al., 1997), Radiostereometrie (Stagni et al., 2004) oder Röntgenkinematografie mit Tantalkugeln an Ansatz und Ursprung der lateralen Bänder (Bruns & Rehder, 1993). Eine in-vivo Studie betrachtete Sprunggelenksbewegungen ohne Gewichtsbelastung mittels Fluoroskopie und Magnetresonanztomografie (de Asla et al., 2009). Mit Hilfe der dargestellten Methoden betrachteten die Studien das ATFL und CFL jeweils als homogene Struktur und zeigten eine Längenänderung des ATFL in maximaler Plantarflexion und eine Kompression in Dorsalflexion (Luo et al., 1997; Ozeki et al., 2002; Stagni et al., 2004). Während Inversion zeigte das ATFL keine Längenänderung (Nigg et al., 1990). Zu einer Längenzunahme des CFL kam es während maximaler Inversion (Luo et al., 1997), Dorsalflexion (Ozeki et al., 2002) und während einer Kombination dieser beiden Bewegungen (Nigg et al., 1990; Kitsoulis et al., 2011). Des Weiteren fand sich eine Längenzunahme während Inversion und gleichzeitiger Plantarflexion (Nigg et al., 1990). Im Gegensatz dazu fanden de Asla et al. (2009) und Ozeki et al. (2002) eine Verkürzung des CFL während aktiver Supination und Plantarflexion. Die Betrachtung der Längenänderung verschiedener Anteile innerhalb einzelner Sprunggelenksbänder erfolgte in nur wenigen Studien und lediglich während Plantar- und Dorsalflexion (Bruns & Rehder, 1993; Corazza et al., 2003; Stagni et al., 2004). Es konnten keine Studien zur Erfassung der Längenänderung verschiedener Anteile des ATFL und des CFL während Inversion, was jedoch besonders unter Berücksichtigung von Supinationstraumen, entscheidend ist, gefunden werden.

Es bleibt folglich zu klären, ob verschiedene Anteile des ATFL und CFL identische oder ähnliche Längenänderungs- und Dehnungsmuster während Inversion aufweisen. Ist dies der Fall, können beide Bänder jeweils als homogene Struktur interpretiert werden. Bei hingegen unterschiedlichem Längenänderungs- und Dehnungsverhalten einzelner Bandanteile müssen diese bei, unter anderem der Analyse des Verletzungsmechanismus, einzeln betrachtet werden.

In der Literatur konnte des Weiteren keine Studie gefunden werden, die zur Bestimmung der Längenänderung von Bändern bei Präparaten eine dreidimensionale Marker basierte Bewegungsanalyse durchführte. Des Weiteren fand sich keine Studie, die die extern aufgebrachte Kraft zur Erreichung eines bestimmten Bewegungsausmaßes während der Messung von Bandlängen kontrollierte.

Vor diesem Hintergrund ist das Studienziel die Quantifizierung der Längenänderung verschiedener Anteile des ATFL und CFL während kraft-kontrollierter Inversion unter Berücksichtigung der Kraft-Verformungskurve der Bänder.

5.2 Methodik

5.2.1 Studiendesign

Diese Präparatstudie untersuchte die Längenänderung verschiedener Anteile des ATFL und CFL während kraft-kontrollierter Inversion im IA zu einem Testzeitpunkt. Im Anschluss an die Sektion der Sprunggelenke und die Freilegung der beiden lateralen Bänder wurden die Präparate im IA fixiert. Für jedes Band erfolgte die Untersuchung des Dehnungsverhaltens von drei Anteilen. Durch die Applizierung von drei konstanten Kräften (unabhängige Variable) am IA wurde der erreichte Inversionswinkel (abhängige Variable) aufgezeichnet. Zeitgleich erfolgte die Erfassung der Dehnung der Bandanteile (abhängige Variable) mit Hilfe einer dreidimensionalen Bewegungsanalyse.

5.2.2 Präparate

Drei Präparatsbeine (P1, P2, P3; weiblich) mit einem durchschnittlichen Alter von 80,67 ($\pm 16,74$) Jahren waren etwa 20 cm proximal des Kniegelenks amputiert. Jedes Bein taute bei Raumtemperatur für 24 Stunden auf. Im Bereich des lateralen Sprunggelenks wurden Haut und Weichteilgewebe entfernt sowie die Peroneussehnen durchtrennt. Dadurch war eine umfassende Untersuchung des ATFL und CFL möglich.

Keines der untersuchten Sprunggelenke zeigte weder aktuelle Verletzungen noch lagen Hinweise für frühere Schädigungen im Bereich des Sprunggelenks vor. Die anschließende Messung fand bei Raumtemperatur statt.

5.2.3 Messmethodik

Die Messung der kraft-kontrollierten Inversion erfolgte mittels IA (siehe Studie I). Zur Quantifizierung der Längenänderung der Anteile des ATFL und CFL kam das Bewegungsanalysesystem Vicon Nexus (VICON Motion Systems, Oxford, United Kingdom) mit einer Aufnahmefrequenz von 100 Hz und retroreflektierenden Markerpins mit einem Durchmesser der Markerköpfe von 4 mm zum Einsatz. Zur Markierung von Ansatz und Ursprung des ATFL und CFL erfolgte die Platzierung von jeweils zwei Pins in Malleolus lateralis und Talus bzw. Kalkaneus (Abbildung 18). Zwei weitere virtuelle Punkte wurden für jedes Band jeweils in der Mitte zu den beiden vorhandenen Marken an Ansatz und Ursprung berechnet (Abbildung 18). Die Bandlänge bezeichnete den Abstand zwischen einem am Ansatz und einem am Ursprung platzierten Marker. Wie in Abbildung 18 dargestellt, wurde das CFL in den anterioren, intermediären und posterioren Anteil unterteilt. Für das ATFL erfolgte die Betrachtung des superioren, intermediären und inferioren Bandanteils.

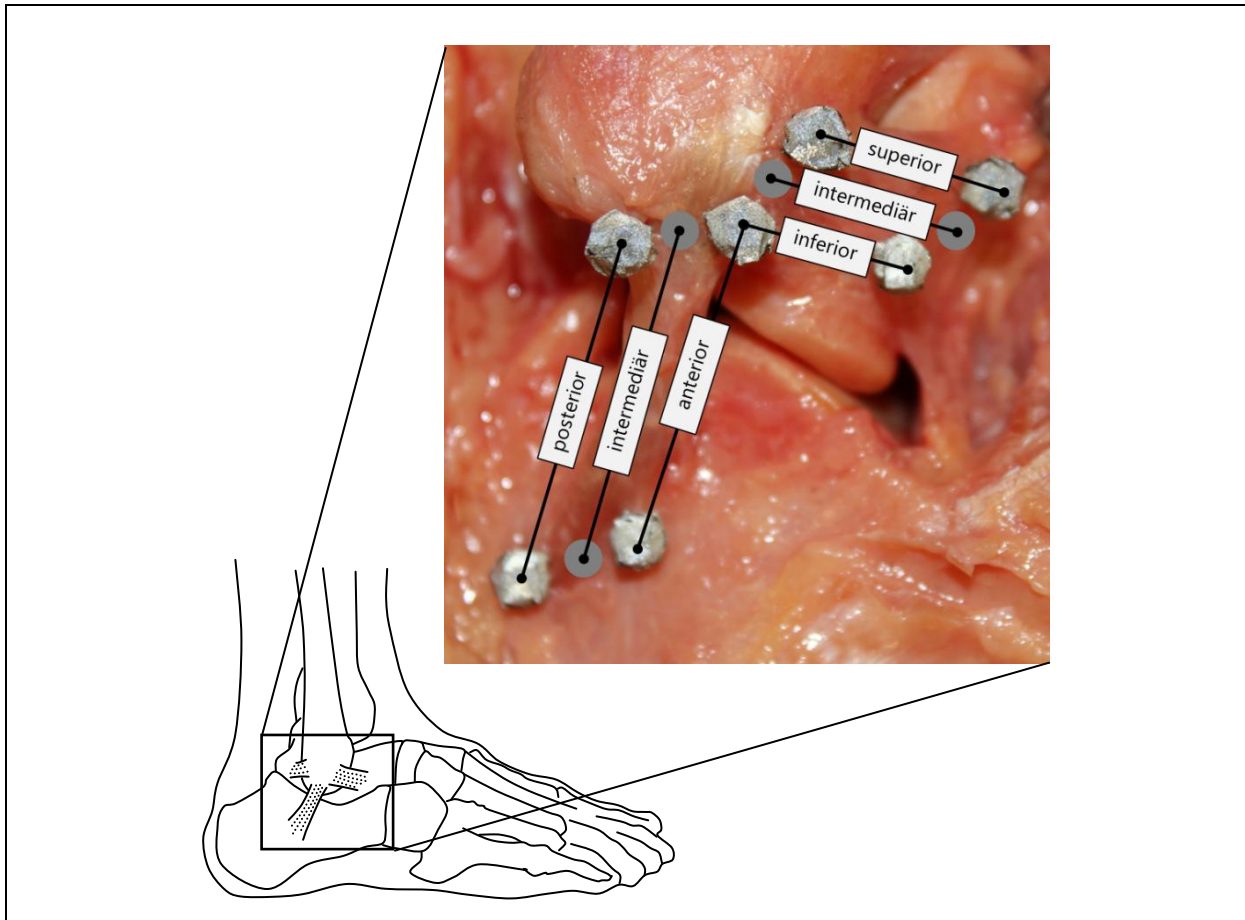


Abbildung 18. Die betrachteten Anteile der Lig. talofibulare anterius und calcaneofibulare mit den an Ansatz und Ursprung platzierten Markern bzw. berechneten virtuellen Punkten. Die zwischen zwei Markern eingezeichneten schwarzen Verbindungslinien kennzeichnen den Abstand und damit die Länge der jeweiligen Bandanteile.

Wie in Abbildung 19 ersichtlich, erfolgte die Erfassung der Bandlängen L zu t_0 in Neutralstellung des Sprunggelenks vor der Kraftaufbringung, zu t_1 eine Sekunde im Anschluss an die Kraftapplikation und zu t_2 20 s nach der initialen Kraftaufbringung. Das erzeugte Inversionsmoment brachte das Sprunggelenk zu t_1 und t_2 in eine Inversionsstellung. Die Bandlänge L_{ref} in Neutralstellung, L_{min} zu t_1 und L_{max} zu t_2 gingen in die Auswertung ein.

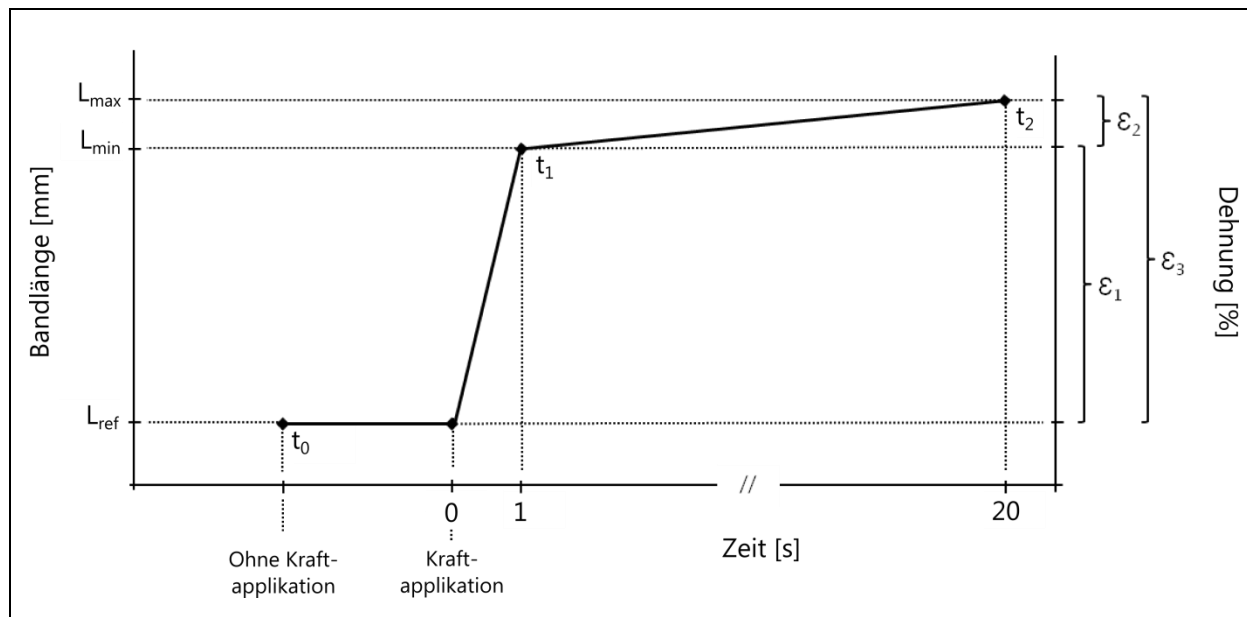


Abbildung 19. Die erfassten Bandlängen L_{ref} , L_{min} , L_{max} in neutraler (t_0) und invertierter (t_1 ; t_2) Sprunggelenksstellung sowie die berechneten Dehnungen ϵ_1 , ϵ_2 und ϵ_3 .

Die Berechnung der Dehnung (Abbildung 19) erfolgte mit Hilfe folgender Gleichungen:

$$\epsilon_1 = ((L_{min}-L_{ref})/L_{ref})*100 \quad (\text{Gleichung 1})$$

$$\epsilon_2 = ((L_{max}-L_{min})/L_{min})*100 \quad (\text{Gleichung 2})$$

$$\epsilon_3 = ((L_{max}-L_{ref})/L_{ref})*100 \quad (\text{Gleichung 3})$$

Wie in Abbildung 19 ersichtlich spiegelt ϵ_1 hierbei die Dehnung wider. ϵ_2 beschreibt das Kriechverhalten, bei dem es zu keinen bzw. sehr geringen Winkeländerungen bei zunehmender Längenänderung des Bandes kommt. ϵ_3 ist die Summe aus Dehnung und Kriechen. Alle Berechnungen erfolgten getrennt nach extern applizierter Kraft.

Die Nachgiebigkeit δ als die Steigung der Verformungs-Kraftkurve der Bänder wurde, unabhängig der Bandanteile, mit folgenden Gleichungen berechnet:

$$\delta_1 = (L_{min/max} (10N) - L_{min/max} (5N))/(10N-5N) \quad (\text{Gleichung 4})$$

$$\delta_2 = (L_{min/max} (15N) - L_{min/max} (10N))/(15N-10N) \quad (\text{Gleichung 5})$$

$$\delta_3 = (L_{min/max} (15N) - L_{min/max} (5N))/(15N-5N) \quad (\text{Gleichung 6})$$

5.2.4 Statistische Verfahren

Bezüglich der Nachgiebigkeit wurde eine Varianzanalyse mit Messwiederholung und anschließender Bonferroni-Korrektur mit Hilfe der Software IBM SPSS Statistik 21

(IBM Deutschland GmbH, Ehningen, Deutschland) durchgeführt. Das Signifikanzniveau lag bei $p < 0,05$.

Die Betrachtung aller weiteren Parameter erfolgte in Einzelanalysen. Die untersuchten Präparate wurden als P1, P2 und P3 bezeichnet.

5.3 Ergebnisse

Die Nachgiebigkeit zeigte für das ATFL und das CFL, sowohl für L_{\min} als auch für L_{\max} , keine signifikanten Effekte (Abbildung 20).

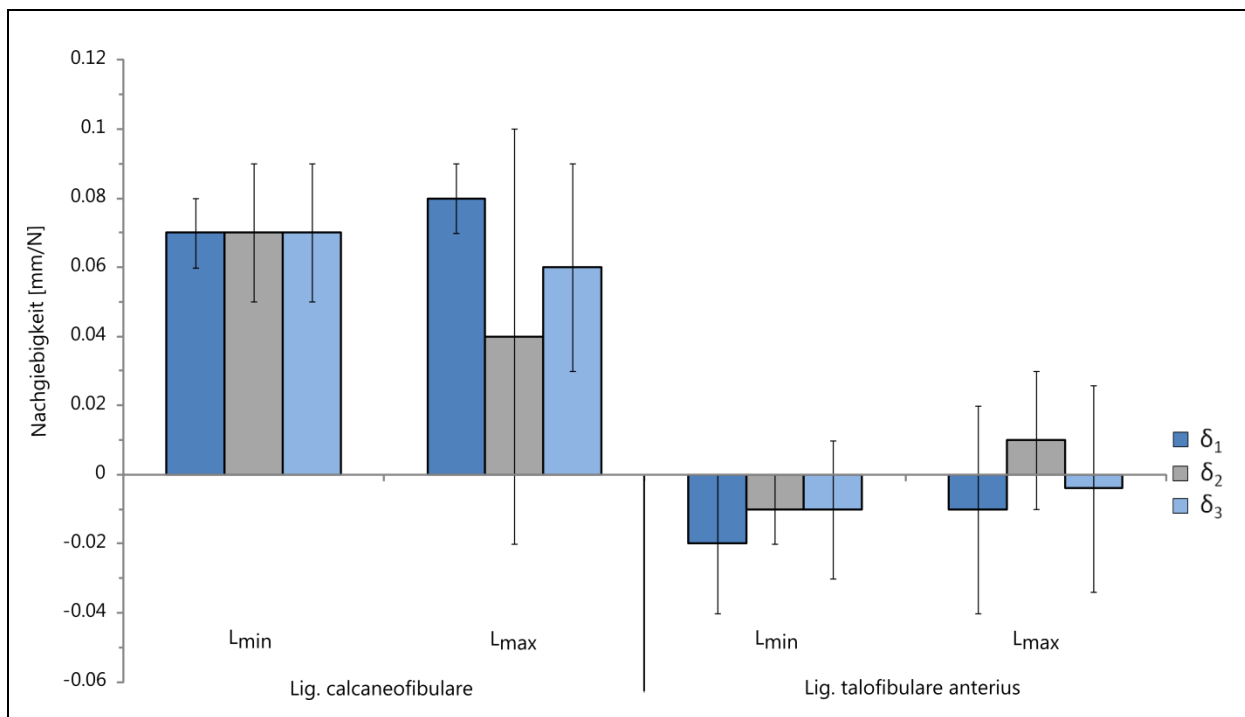


Abbildung 20. Nachgiebigkeit der Lig. calcaneofibulare und talofibulare anterius. L_{\min} = minimale Bandlänge in Sprunggelenksinversion; L_{\max} = maximale Bandlänge in Sprunggelenksinversion; $\delta_1 = (L_{\min/\max} (10N) - L_{\min/\max} (5N))/(10N-5N)$; $\delta_2 = (L_{\min/\max} (15N) - L_{\min/\max} (10N))/(15N-10N)$; $\delta_3 = (L_{\min/\max} (15N) - L_{\min/\max} (5N))/(15N-5N)$.

Aufgrund dieser Ergebnisse wurde von einem linearen Zusammenhang zwischen Kraft und Verformung ausgegangen. Aufgrund dieser Linearität erfolgte im weiteren Verlauf lediglich die Betrachtung der durch die extern aufgebrachte Kraft von 15 N erzeugten Bandlängen und Dehnungen.

Die erreichten durchschnittlichen Inversionswinkel lagen für P1, P2 und P3 entsprechend bei 6, 11 und 13 Grad. Die Längen der Bandanteile in Neutral- und Inversionsstellung des Sprunggelenks sind in Abbildung 21 für das CFL und in Abbildung 22 für das ATFL ersichtlich.

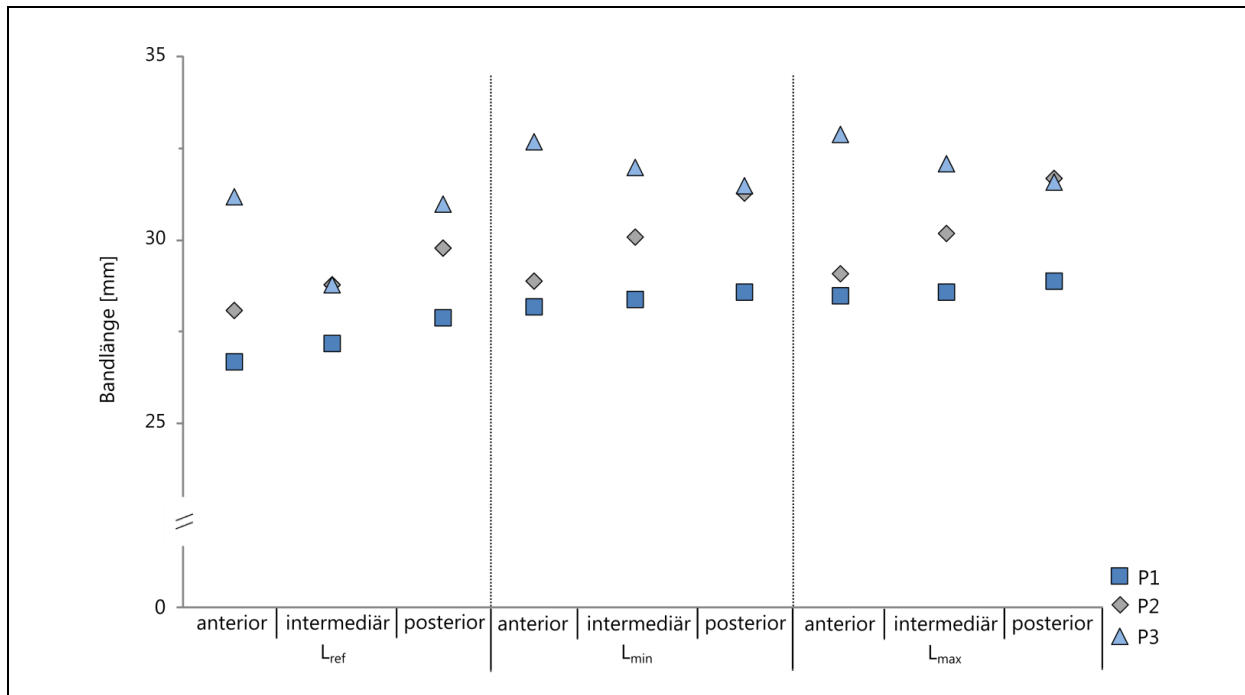


Abbildung 21. Längen der verschiedenen Anteile des Lig. calcaneofibulare in Neutral- und Inversionsstellung des Sprunggelenks. L_{ref} = Bandlänge in neutraler Sprunggelenksstellung; L_{min} , L_{max} = minimale und maximale Bandlängen in Inversionsstellung des Sprunggelenks.



Abbildung 22. Längen der verschiedenen Anteile des Lig. talofibulare anterius in Neutral- und Inversionsstellung des Sprunggelenks. L_{ref} = Bandlänge in neutraler Sprunggelenksstellung; L_{min} , L_{max} = minimale und maximale Bandlängen in Inversionsstellung des Sprunggelenks.

In Abbildung 23 erfolgt die Darstellung des Dehnungsverhaltens der verschiedenen Anteile des CFL.

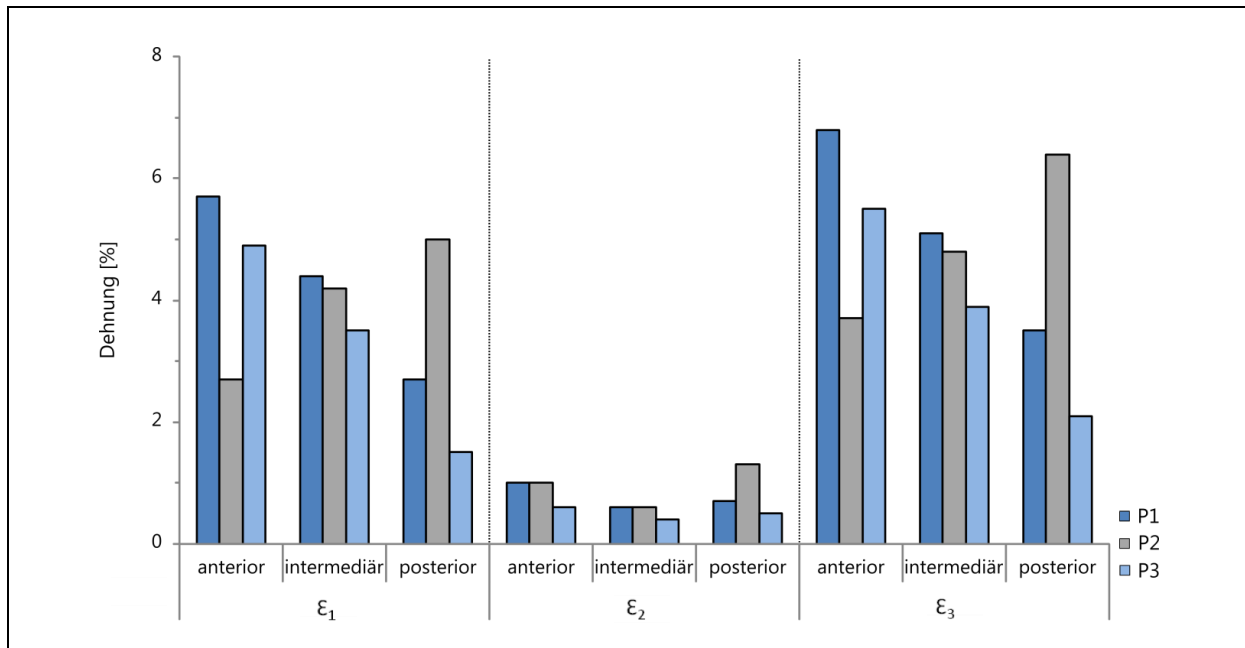


Abbildung 23. Dehnung der verschiedenen Anteile des Lig. calcaneofibulare. $\epsilon_1 = (L_{\min} - L_{\text{ref}}) / L_{\text{ref}}$; $\epsilon_2 = (L_{\max} - L_{\min}) / L_{\min}$; $\epsilon_3 = (L_{\max} - L_{\text{ref}}) / L_{\text{ref}}$.

ϵ_1 des CFL variierte zwischen 1,5% und 5,7%. Der durchschnittliche Kriecheffekt lag unter 1% unabhängig der Bandanteile und der Präparate. ϵ_3 variierte zwischen 2,1% und 6,8%. Das anteriore Bandanteil von P1 und P3 zeigte die größten und das posteriore Anteil die geringsten ϵ_1 und ϵ_3 . Das Dehnungs- und Kriechverhalten der Bandanteile von P2 zeigten das gegensätzliche Verhalten.

Wie in Abbildung 24 ersichtlich kam es bei allen Anteilen des ATFL, mit Ausnahme des inferioren Anteils von P1, zu einer Verkürzung (ϵ_1). Die größte Längenabnahme zeigte sich bei allen Präparaten im superioren Anteil gefolgt vom intermediären Anteil. Der inferiore Anteil wies die geringste Verkürzung auf. Der mittlere Kriecheffekt (ϵ_2) lag, unabhängig von Bandanteilen und Präparaten, bei 2%. Bei Betrachtung von ϵ_3 zeigten der superiore Anteil aller drei Präparate sowie der intermediäre Bandanteil von P1 und P3 eine Verkürzung. Im Gegensatz dazu wiesen der intermediäre Anteil von P2 und die inferioren Anteile aller drei Präparate hierbei (ϵ_3) eine geringe Dehnung auf.

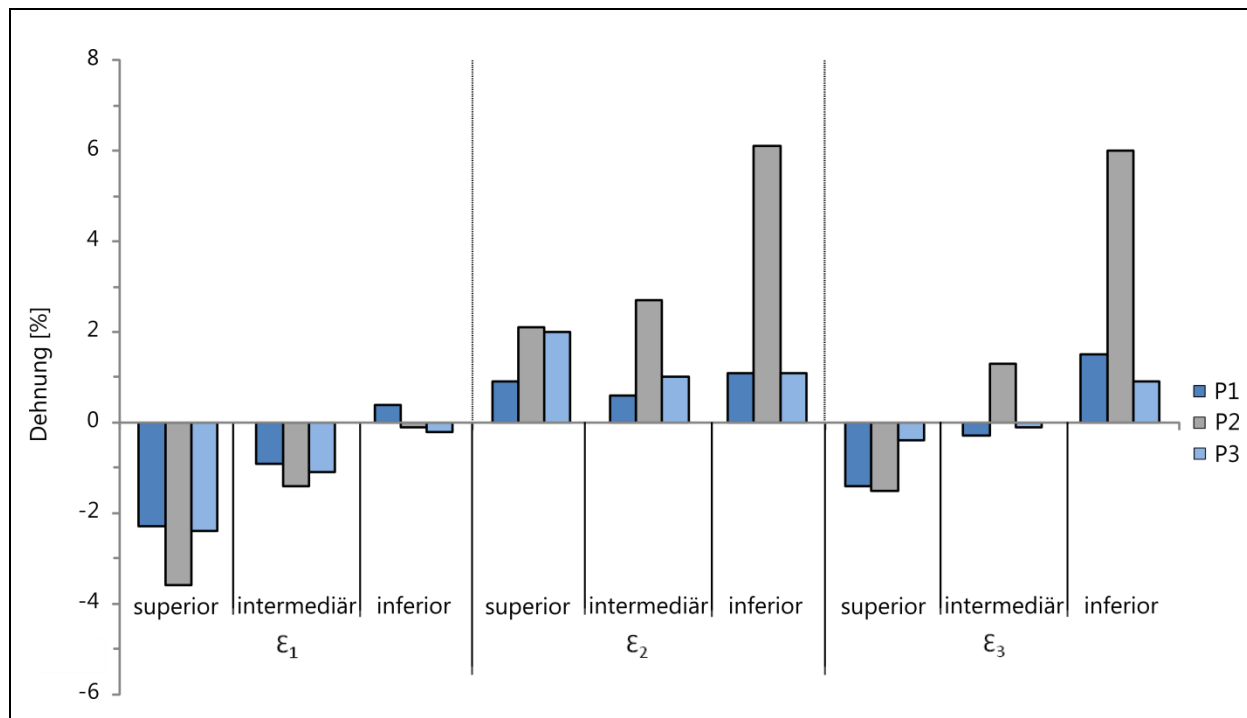


Abbildung 24. Dehnung der verschiedenen Anteile des Lig. talofibulare anterius. $\epsilon_1 = (L_{\min} - L_{\text{ref}}) / L_{\text{ref}}$; $\epsilon_2 = (L_{\max} - L_{\min}) / L_{\min}$; $\epsilon_3 = (L_{\max} - L_{\text{ref}}) / L_{\text{ref}}$

5.4 Diskussion

Die vorliegende Präparatstudie quantifizierte die Dehnung verschiedener Anteile des ATFL und CFL während kraft-kontrollierter Inversion des Sprunggelenks mit Hilfe einer dreidimensionalen Marker basierten Bewegungsanalyse. Die Studienergebnisse lieferten Informationen über eine bestimmte Dehnung der Bandanteile in Abhängigkeit des Ausmaßes der Inversion.

Der anteriore, intermediäre und posteriore Anteil des CFL wurden während einer Sprunggelenksinversion zwischen 6 und 13 Grad durch die Applikation von 15 N gedehnt. Bei allen untersuchten Präparaten variierte das Ausmaß der Dehnung deutlich zwischen den verschiedenen Bandanteilen. Der anteriore Anteil von zwei Präparaten sowie der posteriore Anteil des dritten untersuchten Sprunggelenks zeigten die größten Dehnungen. In dieser Studie lag die maximale Längenänderung des CFL unabhängig des Anteils und des Kriechverhaltens bei 0,2 cm. Im Gegensatz dazu, zeigten Luo et al. (1997) Längenänderungen des CFL ohne Berücksichtigung verschiedener Bandanteile zwischen 0,5 und 1,0 cm während Inversion. Ein möglicher Grund für die abweichenden Werte stellt die Höhe der aufgebrauchten Kraft dar. Luo

et al. (1997) applizierten qualitativ die Kraft, die auch bei manuellen Stabilitätstests aufgebracht wird, während in der vorliegenden Studie 15 N aufgebracht wurden. Aus diesem Grund ist ein Vergleich der Studien bezüglich der Längenänderungen von Bändern nur schwer möglich. Des Weiteren konnte keine Studie gefunden werden, die verschiedene Anteile des CFL während Inversion betrachtete. Zusammenfassend konnte gezeigt werden, dass der anteriore, intermediäre und posteriore Anteil des CFL während passiver kraft-kontrollierter Inversion gedehnt wurde. Aufgrund dieser gemessenen Längenänderung kann davon ausgegangen werden, dass das CFL das Sprunggelenk vor übermäßiger Inversion schützt, wobei bestimmte Bandanteile (anterior bzw. posterior) einen größeren Beitrag zur Erhaltung der Sprunggelenksstabilität in maximaler passiver Inversion als andere Bandanteile (intermediär) liefern.

Die Anteile des ATFL wurden, mit Ausnahme eines Anteils eines Präparats, während der erfassten Inversion verkürzt. Die größte Verkürzung zeigte sich im superioren Anteil, gefolgt vom intermediären Anteil. Die inferioren Anteile von zwei Präparaten zeigten die geringste Verkürzung bzw. bei einem Präparat eine sehr geringe Dehnung (0,4%). Ähnliche Ergebnisse zeigten sich in der Studie von Nigg et al. (1990), in der das ATFL als homogene Struktur keine Längenzunahme während Inversion aufwies. In einer weiteren Studie kam es ebenfalls zu geringen Längenänderungen zwischen null und 0,9 cm während einer Inversion, die durch eine ähnlich große Kraft wie bei der Durchführung von manuellen Testverfahren erzeugt wurde (Luo et al., 1997). Keine weitere Studie wurde gefunden, die das Dehnungsverhalten verschiedener Anteile des ATFL während Inversion untersuchte. Lediglich während Plantar- und Dorsalflexion zeigten Stagni et al. (2004) und Bruns & Rehder (1993) unterschiedliche Dehnungsverhalten zwischen verschiedenen Anteilen des ATFL. Zusammenfassend zeigten die Studienergebnisse ein unterschiedliches Ausmaß an Verkürzung zwischen den drei untersuchten Anteilen des ATFL mit der größten Längenänderung im superioren Bandanteil gefolgt vom intermediären und dem inferioren Anteil. Ein Präparat wies eine geringe Dehnung des inferioren Bandanteils zwischen neutraler Sprunggelenksstellung (L_{ref}) und anfänglicher Inversion (L_{min}) auf. Dies deutet darauf

hin, dass der inferiore Anteil des ATFL in geringem Maße zur Sprunggelenksstabilität in maximaler Inversion beiträgt. Dies muss allerdings in einer zukünftigen Studie nochmals detaillierter betrachtet werden. Zwischen neutraler Sprunggelenksstellung zu t_0 (L_{ref}) und Inversion zu t_2 (L_{max}) zeigte sich eine Dehnung (ϵ_3) der inferioren Bandanteile aller drei Präparate. Dies ist höchstwahrscheinlich, aufgrund der Verkürzung bzw. sehr geringen Dehnung (ϵ_1) zwischen neutraler Sprunggelenksstellung und anfänglicher Inversion, auf das Kriechverhalten zurückzuführen.

Die vorliegende Studie nutzte die Nachgiebigkeit der Bänder zur Beschreibung der Verformungs-Kraftkurve. Die Ergebnisse deuteten auf einen linearen Zusammenhang von Längenänderung und Kraft hin. Um sicher zu gehen, dass nicht ein kleiner Ausschnitt des Fußabschnittes wiedergegeben wird, muss zusätzlich das Ausmaß der Dehnung betrachtet werden. Eine Dehnung des Bandes von mehr als 4% spiegelt den linearen Abschnitt der Kraft-Verformungskurve wieder (Butler et al., 1978; Hintermann, 1996). Die gemessene Dehnung des CFL von bis zu 6% repräsentiert somit diesen Abschnitt. Das Dehnungsverhalten des ATFL mit einer Stauchung bzw. sehr geringen Dehnung spiegelt hingegen den Fußabschnitt der Kraft-Verformungskurve wieder.

Wie bereits erwähnt muss beachtet werden, dass das Ausmaß der Dehnung eines Bandes in einem bestimmten Bewegungsausmaß unter anderem von der Größe der applizierten Kraft abhängig ist. Dies macht eine Vergleichbarkeit und Einordnung des Dehnungsverhaltens anhand verschiedener Studie nur schwer möglich. Die Erfassung der Bandlängen in Neutralstellung des Sprunggelenks ist hingegen von der applizierten Kraft unabhängig und dadurch zwischen unterschiedlichen Studien vergleichbar. Die durchschnittlichen Längen der Anteile des ATFL in neutraler Sprunggelenksstellung lagen bei 18,0 mm für den superioren, bei 16,3 mm für den intermediären und bei 14,5 mm für den inferioren Anteil. In in-vivo- und Präparat-Studien zeigten sich vergleichbare Längen des ATFL von 15,8 mm (de Asla et al., 2009), 19,8 mm (Ozeki et al., 2002) bzw. 17,8 mm (Siegler et al., 1988). Auch die erfassten Längen der Anteile des CFL sind mit Werten aus der Literatur vergleichbar.

Entsprechend des anterioren, intermediären und posterioren Anteils zeigten sich Längen von 28,6 mm, 29,0 mm und 29,6 mm. In der Literatur fanden sich in-vivo und in-vitro gemessene Bandlängen von 27,7 mm (Siegler et al., 1988; de Asla et al., 2009) bzw. 29,9 mm (Ozeki et al., 2002).

Das Dehnungsverhalten der verschiedenen Anteile des CFL und ATFL war, wie bereits beschrieben, bei zwei Präparaten ähnlich. Im Gegensatz dazu zeigte das dritte untersuchte Sprunggelenk ein gegenteiliges Dehnungsverhalten. Frühere Untersuchungen beschrieben bereits interindividuelle Unterschiede in der Anzahl der Bündel eines Bandes sowie intraindividuelle Unterschiede in der Anatomie der lateralen Sprunggelenksbänder, wie Knochenansatz, Größe, Form oder Ausrichtung (Wiersma & Griffioen, 1992; Kitsoulis et al., 2011). Das CFL und das ATFL bestehen am häufigsten aus einem Bündel, wobei zwei Bündel ebenfalls oft zu beobachten sind (Wiersma & Griffioen, 1992; Kitsoulis et al., 2011). In seltenen Fällen setzt sich das CFL aus drei Bündeln zusammen (Wiersma & Griffioen, 1992; Kitsoulis et al., 2011). Vor diesem Hintergrund ist es möglich, dass eine unterschiedliche Morphologie und Anatomie der getesteten Sprunggelenksbänder zu einem unterschiedlichen Dehnungsverhalten führen. Zur Klärung des Zusammenhangs zwischen der Dehnung verschiedener Bandanteile und der Morphologie sowie Anatomie sind weitere Studien erforderlich.

Bei gleichzeitiger Betrachtung des Ausmaßes der Inversion und der Dehnung (ϵ_1) des CFL während der Messungen im IA werden Unstimmigkeiten ersichtlich. Zum Beispiel verfügte P3 im Vergleich zu P1 und P2 mit 13 Grad über die größte Inversion, zeigte aber in zwei Bandanteilen die geringste Dehnung. Ähnliches zeigte sich bei P1 mit dem geringsten Inversionsausmaß bei gleichzeitiger größter Dehnung (ϵ_1) im anterioren und intermediären Bandanteil. Dies bestätigt wiederum die Ergebnisse der Studie I, die auf eine Erfassung der Gelenkstabilität und nicht der Bandstabilität mittels IA hindeuten.

Bei Rückschlüssen vom erfassten Dehnungsverhalten der verschiedenen Bandanteile während passiver Inversion auf den Schädigungsmechanismus von Supinationstraumen muss beachtet werden, dass die Testsituation dieser Studie nicht

vollständig den tatsächlichen Verletzungsmechanismus, aufgrund der langsamen Inversionsgeschwindigkeit und der alleinigen Betrachtung der Inversion, widerspiegelt. Des Weiteren wurde die Inversion ohne axiale Belastung ausgeführt. Ebenfalls waren die Peroneussehnen durchtrennt, das Weichteilgewebe entfernt und es lag keine aktive Stabilisierung durch die Sprunggelenksumgebende Muskulatur vor.

In zukünftigen Studien sollte mittels der in dieser Studie angewandten Messmethodik, das Dehnungsverhalten verschiedener Anteile des ATFL und CFL während Eversion, Plantar- und Dorsalflexion untersucht werden. Des Weiteren kann durch eine größere externe Kraftapplikation ein größeres Bewegungsausmaß des Sprunggelenks und dadurch möglicherweise eine größere Längenänderung der verschiedenen Anteile des ATFL und CFL erreicht werden. Zusammen mit einer größeren Stichprobe können durch die vorgeschlagenen Erweiterungen möglicherweise unterschiedliche Dehnungsverhalten verschiedener Anteile des ATFL und CFL klarer aufgezeigt werden.

Zusammenfassend zeigten die Ergebnisse ein unterschiedliches Ausmaß an Dehnung bzw. Verkürzung der verschiedenen Anteile des ATFL und CFL. Die erfassten Längenänderungen weisen auf einen Schutz des Sprunggelenks durch das CFL während übermäßiger Inversion hin, wobei der anteriore bzw. posteriore Anteil mehr zur passiven Stabilität in maximaler Inversion als der intermediäre Anteil beitragen. Entsprechend der erfassten Längenänderungen des ATFL trägt der inferiore Bandanteil ebenfalls in geringem Maße zur Sprunggelenksstabilität in maximaler Inversion bei. Diese Ergebnisse deuten darauf hin, dass das ATFL und das CFL nicht als eine homogene Struktur betrachtet werden dürfen. Die Berücksichtigung verschiedener Bandanteile mit dem jeweiligen Dehnungsverhalten sind bei der Analyse des Schädigungsmechanismus von Supinationstraumen entscheidend. Folglich liefert die Kenntnis über die gezielte Dehnung von Bandanteilen in einem bestimmten Bewegungsausmaß ein detailliertes Verständnis über die Funktionalität der Sprunggelenksbänder und ist für die klinische Diagnostik und Therapie von Sprunggelenksverletzungen grundlegend. Des Weiteren werden Informationen für

die Bandrekonstruktion zur Erhaltung der normalen Biomechanik und Funktionalität bereitgestellt.

Wie Studie II und die bereits dargestellte verfügbare Literatur zeigten, wurde das ATFL während Inversion nicht bzw. in sehr geringem Ausmaß gedehnt. Dieses Band wird allerdings bei etwa 65% der Supinationstraumen geschädigt. Ein entscheidender Faktor für eine Verletzung des ATFL scheint folglich, neben einer Innenrotation, hauptsächlich eine übermäßige Plantarflexion zu sein. Wie bereits dargestellt, ist es in der Therapie von Supinationstraumen vor allem in der Entzündungsphase entscheidend, die Plantarflexion und Inversion zu begrenzen, um dadurch das Band vor erneuter übermäßiger Beanspruchung und Re-Rupturen zu schützen.

In der folgenden Studie werden daher zwei verschiedene Orthesenkonzepte mit und ohne Einschränkung der Plantarflexion bei Patienten mit akuter Verletzung des lateralen Kapsel-Bandapparates betrachtet.

6 Studie III - Randomisierte prospektive Studie zur Untersuchung der Auswirkungen verschiedener Orthesenkonzepte auf die Funktionalität bei Patienten mit akuter Verletzung des lateralen Kapsel-Bandapparates am Sprunggelenk

6.1 Einleitung

Die Therapie von akuten Supinationstraumen zielt in erster Linie auf die Wiederherstellung der Funktionalität des Sprunggelenks während alltäglichen und sportlichen Aktivitäten (Kaikkonen et al., 1994; Beynnon et al., 2006). Die konservativ-funktionelle Behandlung steht hierbei bei allen Schweregraden im Vordergrund (Beynnon et al., 2006; Jones & Amendola, 2007; Kerkhoffs et al., 2009). Die besten Ergebnisse bezüglich Stabilität, Funktionalität sowie schneller Wiederaufnahme von Beruf und körperlicher Aktivität wurden durch das Tragen einer semirigiden Sprunggelenksorthese erreicht (Guskiewicz et al., 1999; Thorwesten, 2000; Kerkhoffs et al., 2007a; van Rijn et al., 2008; Best et al., 2011; Kemler et al., 2011). Bei schweren Verletzungen mit starker Schwellung ist eine kurzzeitige Immobilisation mittels Gips ratsam (Kerkhoffs et al., 2007a; Best et al., 2011; Seah & Mani-Babu, 2011), was allerdings im Laufe der Behandlung eine zusätzliche Applikation einer Sprunggelenksorthese und -bandage erforderlich macht. Diese Therapie mittels verschiedener externer Unterstützungssysteme bringt jedoch, im Vergleich zur Anwendung einer Sprunggelenksorthese über die gesamte Rehabilitationsphase, hohe Kosten mit sich. Idealerweise sollte eine Orthese, unter Berücksichtigung des Schädigungsmechanismus von Supinationstraumen, die geschädigten Bänder vor erneuter Beanspruchung in übermäßiger Inversion und Plantarflexion schützen und gleichzeitig die Reifung und Ausrichtung des Kollagens ermöglichen. Dadurch wird eine gezielte Beanspruchung der verletzten Strukturen über den gesamten Rehabilitationsverlauf erreicht und entsprechend die Anforderungen der verschiedenen Bandheilungsphasen erfüllt (Houglum, 1992; Lynch & Renström, 1999; Safran et al., 1999b; Miller & Bosco, 2001; Mattacola & Dwyer, 2002; Eechaute et al.,

2008; Gösele-Koppenburg & Kannenberg, 2009; Best et al., 2011). Folglich wird in der Literatur über ein Heilungsphasen-adaptierendes Orthesenkonzept diskutiert. Hierbei werden die stabilisierenden Elemente einer Orthese schrittweise reduziert, um dadurch, in Abhängigkeit der Rehabilitationsphase, eine Steigerung der Funktionalität des verletzten Sprunggelenks zu erreichen (Brüggemann et al., 2009). Allerdings wurde noch kein klarer Vorteil dieses Orthesenkonzeptes bezüglich der Funktionalität im Vergleich zu einer nicht-modifizierbaren Orthese herausgestellt.

Verschiedene derzeitig verfügbare Studien untersuchten die funktionellen Auswirkungen von Orthesenbehandlungen mittels Fragebögen (Boyce et al., 2005; Beynnon et al., 2006; O'Connor & Martin, 2011) und/oder mittels objektiven Testverfahren, wie z.B. Gleichgewichtstests (Hertel et al., 2001b; Ross & Guskiewicz, 2004; Akbari et al., 2006; McKeon & Hertel, 2008a, 2008b; Mitchell et al., 2008b). Weitere Testverfahren wie Sprints oder Sprünge wurden bislang lediglich mit gesunden Personen oder mit Patienten mit chronischer Instabilität des Sprunggelenks durchgeführt (Gross et al., 1994; Hals et al., 2000; Echaute et al., 2008). In vorhandenen Studien wurden die Therapieerfolge im Hinblick auf die Funktionalität zwischen orthetischer und nicht-orthetischer Versorgung (Gross et al., 1994; Guskiewicz & Perrin, 1996; Hertel et al., 2001a; Beynnon et al., 2006; O'Connor & Martin, 2011), zwischen dem verletzten und unverletzten Sprunggelenk (Akbari et al., 2006; Echaute et al., 2008), zwischen Patienten mit akuten Supinationstraumen und einer gesunden Kontrollgruppe sowie zwischen Patienten mit chronischer Instabilität des Sprunggelenks und gesunden Probanden (Ross & Guskiewicz, 2004; Echaute et al., 2008; Mitchell et al., 2008a, 2008b) untersucht.

Es sind keine Studien bekannt, die sich mit den Auswirkungen verschiedener Orthesenkonzepte bei Patienten mit akuten Supinationstraumen im Hinblick auf die Funktionalität während unter anderem Sprints, schnellen Richtungswechseln oder Sprüngen beschäftigten. Des Weiteren konnte keine Studie gefunden werden, die eine phasenadaptierende Orthese im Vergleich zu einer, häufig in der Therapie eingesetzten, nicht-modifizierbaren Orthese untersuchte.

Das Ziel der vorliegenden Studie ist die Untersuchung der Auswirkungen einer phasenadaptierenden semirigiden Sprunggelenksorthese (Malleo TriStep[®], Otto Bock[®] HealthCare GmbH) im Vergleich zu einer semirigiden nicht-modifizierbaren Orthese (Aircast Air-Stirrup[®], DJO) auf die Funktionalität bei Patienten mit akuten Verletzungen des lateralen Kapsel-Bandapparates am Sprunggelenk.

6.2 Methodik

6.2.1 Studiendesign

In einer randomisierten, prospektiven, kontrollierten Multicenterstudie (sechs Testzentren) erfolgte bei Patienten mit akuten Supinationstraumen innerhalb von 48 Stunden posttraumatisch die Erstuntersuchung durch einen beteiligten Studienarzt (t_0). Patienten wurden hierbei randomisiert einer der beiden Orthesengruppen zugeordnet. Über eine Dauer von sechs Wochen trugen die Patienten die jeweilige Sprunggelenksorthese und erhielten zusätzlich sechs physiotherapeutische Einheiten (Elektrotherapie, manuelle Therapie, Lymphdrainage), was einer Standardbehandlung von akuten Supinationstraumen entspricht. Zwei Fragebögen über die subjektiv eingeschätzte Funktionalität des verletzten Sprunggelenks wurden zu t_0 , einen Monat (t_1) und drei Monate (t_3) posttraumatisch ausgefüllt. Objektive funktionelle Testverfahren kamen zu t_1 und t_3 zum Einsatz. Des Weiteren wurden zu allen Testzeitpunkten, Einschränkungen im Ausmaß der Plantarflexion/Dorsalflexion und Inversion/Eversion manuell durch einen Studienarzt erfasst.

Neben den Interventionsgruppen wurde zu einem Testzeitpunkt die funktionelle Leistungsfähigkeit einer gesunden Kontrollgruppe (KG) überprüft.

Die Genehmigung der Studiendurchführung erfolgte durch die Ethikkommission der Deutschen Sporthochschule Köln sowie durch die Ethikkommissionen der beteiligten Kliniken. Vor der Teilnahme unterschrieben die Probanden eine Einwilligung- und Datenschutzerklärung.

6.2.2 Stichprobe

Zwischen März 2010 und Mai 2011 wurden Patienten mit akuten Verletzungen des lateralen Kapsel-Bandapparates am Sprunggelenk rekrutiert. Eine Studienteilnahme war durch eine klinische Versorgung eines Studienarztes innerhalb von 48 Stunden posttraumatisch möglich. Zusätzliche Einschlusskriterien waren Supinationstraumen vom Grad II oder III, regelmäßige körperliche Aktivität (mindestens zwei Stunden pro Woche) sowie ein Alter zwischen 16 und 50 Jahren. Beim Vorliegen eines der folgenden Kriterien wurden die Patienten von der Studie ausgeschlossen: eine bereits erlittene akute Sprunggelenksverletzung innerhalb der vergangenen sechs Monate, radiologischer Nachweis einer Sprunggelenks- oder Mittelfußfraktur, ein im MRT nachgewiesener akuter Knorpelschaden, ein Knochenmarksödem oder chronische Erkrankungen, die den Heilungsverlauf negativ beeinflussen können (z.B. Neoplasma, progressive Muskelerkrankung). Zusätzlich wurden gesunde Probanden ohne Sprunggelenksverletzung innerhalb der vergangenen sechs Monate, die dem Alter und dem Aktivitätsniveau der Patienten entsprachen, rekrutiert.

6.2.3 Sprunggelenksorthesen

Die phasenadaptierende semirigide Orthese Malleo TriStep[®] (MTS; Otto Bock[®] HealthCare GmbH, Duderstadt, Deutschland) und die nicht-modifizierbare semirigide Orthese Aircast Air-Stirrup[®] (AC; DJO, LLC, Vista, CA, USA) stellten die beiden, in dieser Studie getesteten, Orthesen dar.

Die MTS wurde zur Unterstützung der Anforderungen der drei biologischen Heilungsphasen eines geschädigten Bandes entwickelt (Abbildung 25) (Brüggemann et al., 2009).

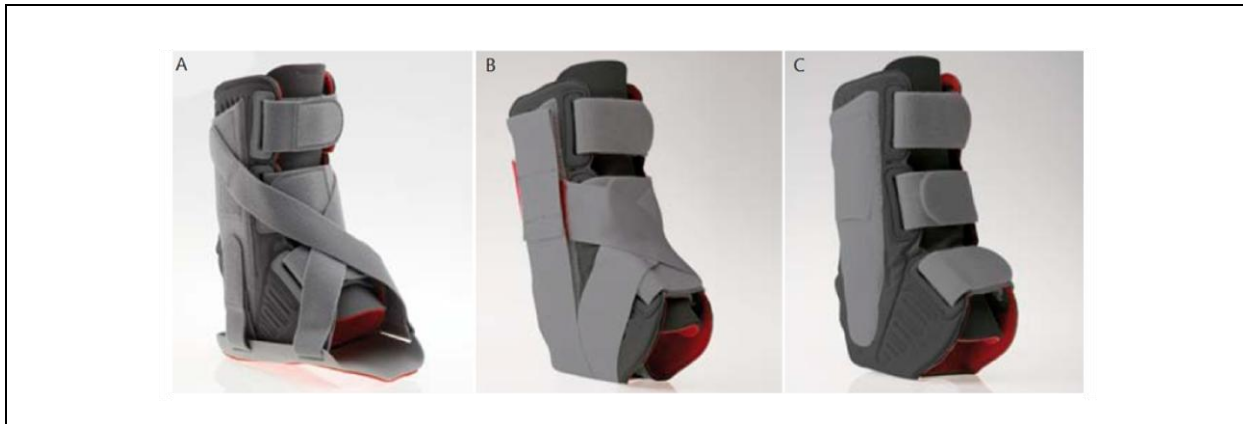


Abbildung 25. Die Sprunggelenksorthese Malleo TriStep[®]. A Phase I mit Fußschale zur Einschränkung von Inversion, Eversion und Plantarflexion; B Phase 2 mit Kreuzgurt und Einschränkung der Inversion und Eversion; C Phase 3 verbleibt eine Art Sprunggelenksbandage (modifiziert nach Otto Bock HealthCare, Produktinformation).

In der ersten Phase (1. – 5. Tag posttraumatisch) wurden sowohl die Inversion und Eversion als auch die Plantarflexion maximal eingeschränkt, was zu einer Immobilisierung und Stabilisierung des Sprunggelenks führte. Die Patienten trugen die Orthese 23 Stunden täglich. Hierbei war das nächtliche Tragen der Orthese zur Vermeidung einer unkontrollierten Supination entscheidend. Zwischen dem 6. und 28. Tag nach der Verletzung erfolgte die schrittweise Abrüstung der stabilisierenden Orthesenelemente, um dadurch eine Erweiterung des Bewegungsumfangs bei gleichzeitigem Schutz vor extremen Gelenkbewegungen zu ermöglichen. Während dieser Phase wurde die Plantarflexion nur noch nachts bis zum 14. Tag posttraumatisch eingeschränkt. Während der letzten Phase (29. - 42. Tag posttraumatisch) verblieb aufgrund einer weiteren Entfernung von Versteifungselementen eine Art Sprunggelenksbandage und diente somit als Schutz vor erneuten Supinationstraumen während körperlicher und sportlicher Aktivität (Brüggemann et al., 2009; Gösele-Koppenburg & Kannenberg, 2009; Best et al., 2011). Durch die Sprunggelenksorthese AC wurden die Inversion und Eversion eingeschränkt (Lamb et al., 2009), wohingegen die Plantar- und Dorsalflexion uneingeschränkt möglich waren (Abbildung 26).



Abbildung 26. Die Sprunggelenksorthese Aircast Air-Stirrup® (<https://www.djoglobal.de/arzt/aircast-air-stirrup.html>).

Für die gesamte Rehabilitationsphase von sechs Wochen bot die AC eine konstante lokale Stabilisierung und Kompression mittels Luftkammern und Gurten im Bereich des medialen und lateralen Sprunggelenks und Unterschenkels. Die AC wird momentan in der Behandlung von akuten Verletzungen des lateralen Kapsel-Bandapparates in Deutschland am häufigsten eingesetzt.

6.2.4 Bewegungsausmaß

Zu den drei Testzeitpunkten t_0 , t_1 und t_3 wurde nach der Neutral-Null-Methode das Ausmaß der Plantar-/Dorsalflexion und Inversion/Eversion durch einen Studienarzt bestimmt. Mit Hilfe der Ergebnisse konnten Aussagen über bestehende manuell erfasste Bewegungseinschränkungen des Sprunggelenks getroffen werden.

6.2.5 Fragebögen

Zur Erfassung der subjektiv eingeschätzten Funktionalität des verletzten Sprunggelenks kamen die deutschen Versionen des Foot and Ankle Outcome Scores (FAOS) und der American Orthopaedic Foot and Ankle Society ankle-hindfoot scale (AOFAS) zum Einsatz.

Der FAOS besteht aus 20 Fragen zu Funktionalität, Schmerzen und anderen Beschwerden basierend auf einer visuellen Analogskala (Richter et al., 2006). Pro Frage können zwischen null und 100 Punkten erreicht werden, wobei null einer extremen Symptomatik mit maximal eingeschränkter Funktionalität und 100 keiner

Symptomatik mit uneingeschränkter Funktionalität entspricht. Im Gesamtscore wird die Funktionalität, aufgrund einer größeren Fragenanzahl höher gewichtet, als die anderen Kategorien (Richter et al., 2006). Der FAOS wurde zu t_0 als Referenzmessung für den Beschwerdezustand vor der Verletzung (subjektiv eingeschätzter gesunder Zustand) sowie zu t_1 und t_3 (jeweils aktueller Zustand) ausgefüllt. Neben dem Gesamtscore wurde eine Unterskala (ebenfalls 0 bis 100 Punkte), die lediglich die Fragen zur Funktionalität berücksichtigte, betrachtet.

Der AOFAS besteht aus einem anamnestischen und einem klinischen Teil. Es können zwischen null und 100 Punkten (60 Punkte Anamnese; 40 Punkte Klinik) erreicht werden, wobei die Maximalpunktzahl eine Beschwerdefreiheit im Bereich des Sprunggelenks widerspiegelt. Des Weiteren lässt sich aus dem Gesamtfragebogen eine Unterskala über die Funktionalität mit maximal möglichen 50 Punkten abgrenzen, die einer vollen Leistungsfähigkeit entsprechen (Kitaoka et al., 1994). Der AOFAS wurde zu t_0 , t_1 und t_3 (jeweils aktueller subjektiv eingeschätzter Beschwerdezustand) ausgefüllt.

6.2.6 Funktionelle Testverfahren

Zur Überprüfung der funktionellen Leistungsfähigkeit wurden unter Anwendung von standardisierten verbalen Testanweisungen vier Testverfahren durchgeführt.

Zu t_1 und t_3 erfolgte die Durchführung eines Gleichgewichtstests (GGT) im Einbeinstand auf einer beweglich gelagerten Plattform (Abbildung 27).

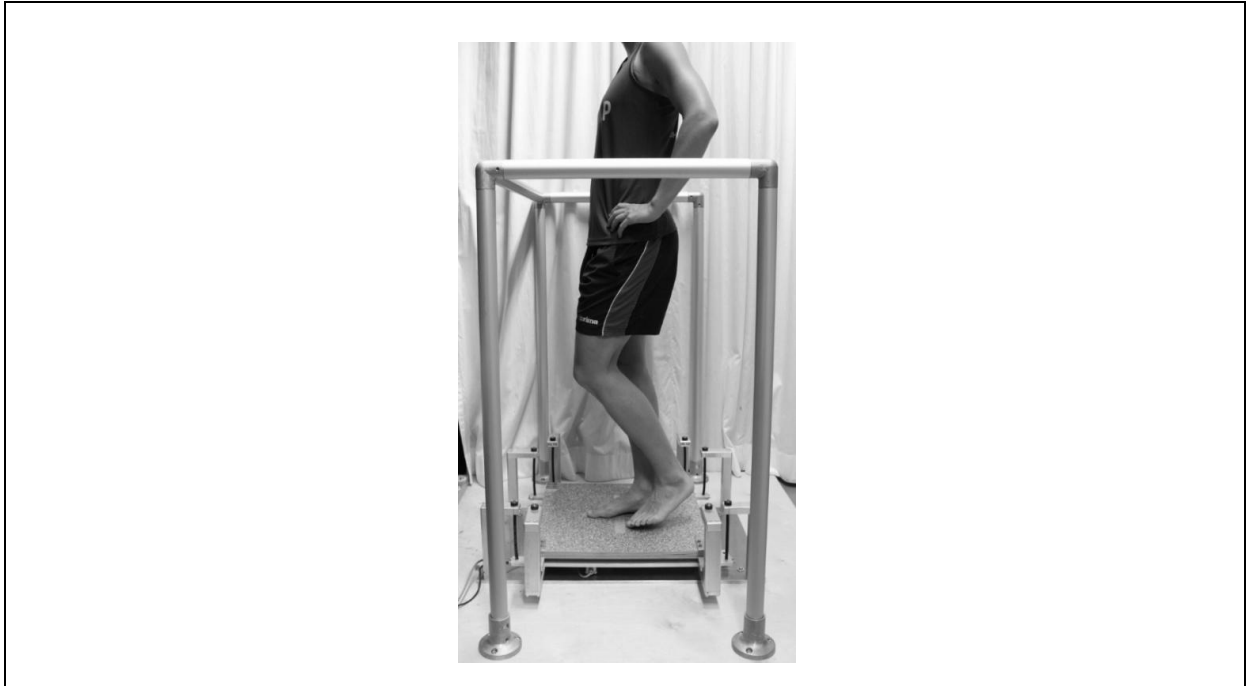


Abbildung 27. Die beweglich gelagerte Plattform mit einem sich im Einbeinstand befindenden Patienten.

Die Plattform verfügte über einen maximalen Schwankungsweg von 65 mm. Durch eine spezielle Arretierung verkleinerte sich die maximale Amplitude der Plattform auf 46 mm und führte dadurch zu einer Reduzierung der Instabilität der Standfläche. Diese Einstellung wurde zur Vermeidung einer Re-Ruptur in der frühen Rehabilitationsphase (t_1) gewählt, während zu t_3 die Einstellung des maximal möglichen Schwankungswegs von 65 mm erfolgte. Zur Vermeidung von Habituationseffekten während der Messung, befanden sich die Patienten bereits während der Instruktion auf der Plattform, um sich an die instabile Standfläche zu gewöhnen. Alle Probanden mussten die Plattform im Einbeinstand sowohl mit dem verletzten als auch unverletzten/dominanten Sprunggelenk über 30 s so ruhig wie möglich halten. Hierbei war eine definierte Körperhaltung mit aufrechtem Oberkörper und geradeaus gerichtetem Blick vorgegeben. Des Weiteren waren „die Hände in den Hüften“ und das Kniegelenk des Standbeins leicht gebeugt. Außerdem wurde darauf geachtet, dass das Spielbein keinen Kontakt zum Standbein hatte.

Es erfolgten jeweils drei Versuche, von denen der zurückgelegte durchschnittliche Gesamtweg und die mittlere Schwingungsfrequenz jeweils sowohl in medio-lateraler (ML) als auch in anterior-posteriorer (AP) Richtung getrennt nach Sprunggelenk in die Auswertung eingingen. Der zurückgelegte Weg der Plattform gab einen Anhaltspunkt über die posturale Stabilität des jeweiligen Standbeines. Die Schwingungsfrequenz entsprach hingegen der Häufigkeit von posturalen Korrekturen, die zur Erhaltung des Gleichgewichts erforderlich waren. Die posturale Stabilität war umso besser, je kleiner die Ausgleichsbewegungen und je geringer die Schwingungsfrequenzen waren. Der GGT erfolgte barfuß und ohne Sprunggelenksorthese.

Zu t_3 kamen ein Shuttle Run (SR), ein Drop Jump (DJ) und ein Zick-Zack-Lauf (ZZL) zum Einsatz, die mit Hilfe von Kontaktmatten (Arun Electronics Ltd, Bognor Regis, UK) ausgeführt wurden.

Für den SR bewegten sich die Probanden über eine Dauer von 10 s so schnell wie möglich mit Side Steps zwischen zwei, im Abstand von 2,50 m angebrachten, Bodenkontaktmatten. Mit Hilfe dieser Matten wurde die Bodenkontaktzeit jedes Fußes während eines Richtungswechsels (Kontaktzeit t_{k1} für das unverletzte/dominante Sprunggelenk und Kontaktzeit t_{k2} für das verletzte/nicht-dominante Sprunggelenk) erfasst. Zusätzlich erfolgte die Aufzeichnung der Zeit zwischen dem letzten Bodenkontakt auf der einen Kontaktmatte bis zum ersten Bodenkontakt des anderen Fußes auf der zweiten Kontaktmatte (Zwischenzeit t_{z1} vom unverletzten/dominanten Sprunggelenk zum verletzten/nicht-dominanten Sprunggelenk und Zwischenzeit t_{z2} vom verletzten/nicht-dominanten Sprunggelenk zum unverletzten/dominanten Sprunggelenk) (Abbildung 28). Beim SR gingen die durchschnittliche Kontaktzeit und die mittleren Zwischenzeiten von drei Versuchen in die Auswertung ein.

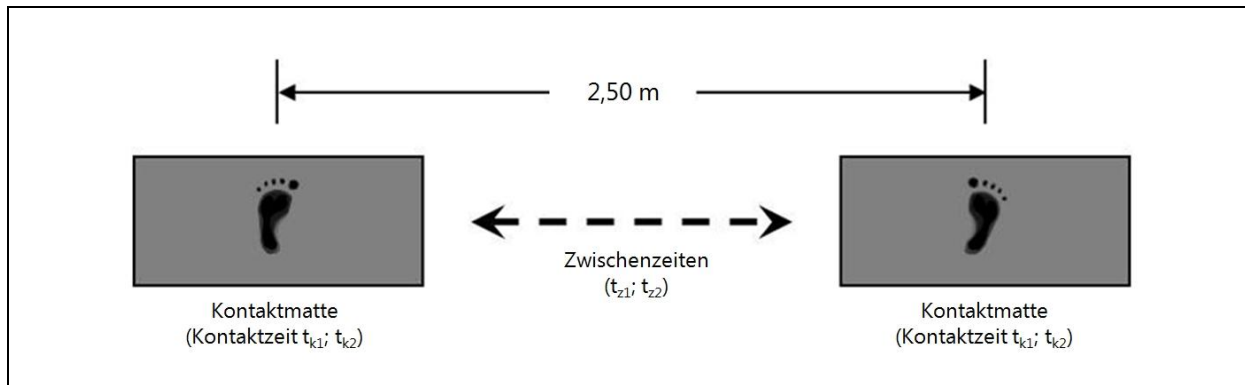


Abbildung 28. Der Shuttle Run mit zwei, im Abstand von 2,50 m angebrachten, Bodenkontaktmatten. t_{k1} = Kontaktzeit mit dem verletzten/nicht-dominanten Sprunggelenk; t_{k2} = Kontaktzeit mit dem unverletzten/dominanten Sprunggelenk; t_{z1} = Zwischenzeit vom unverletzten/dominanten Sprunggelenk zum verletzten/nicht-dominanten Sprunggelenk; t_{z2} = Zwischenzeit vom verletzten/nicht-dominanten Sprunggelenk zum unverletzten/dominanten Sprunggelenk.

Der DJ erfolgte von einem 30 cm hohen Kasten. Es wurden drei Versuche durchgeführt, von denen die mittlere Kontaktzeit und die durchschnittliche Sprunghöhe, die über die Flugzeit berechnet wurde, in die Auswertung eingingen. Es wurde darauf geachtet, dass während des gesamten Sprungs „die Hände in den Hüften“ gehalten wurden.

Während des ZZL liefen die Probanden mit maximal möglicher Geschwindigkeit im Slalom um sieben, im Abstand von drei Metern diagonal zueinander aufgestellter, Hütchen (Abbildung 29). Es wurde die Zeit vom Verlassen bis zum erneuten Berühren einer Kontaktmatte, die als Start und Ziel diente, aufgezeichnet. Die durchschnittlich benötigte Zeit aus drei Versuchen wurde für die Datenauswertung genutzt.

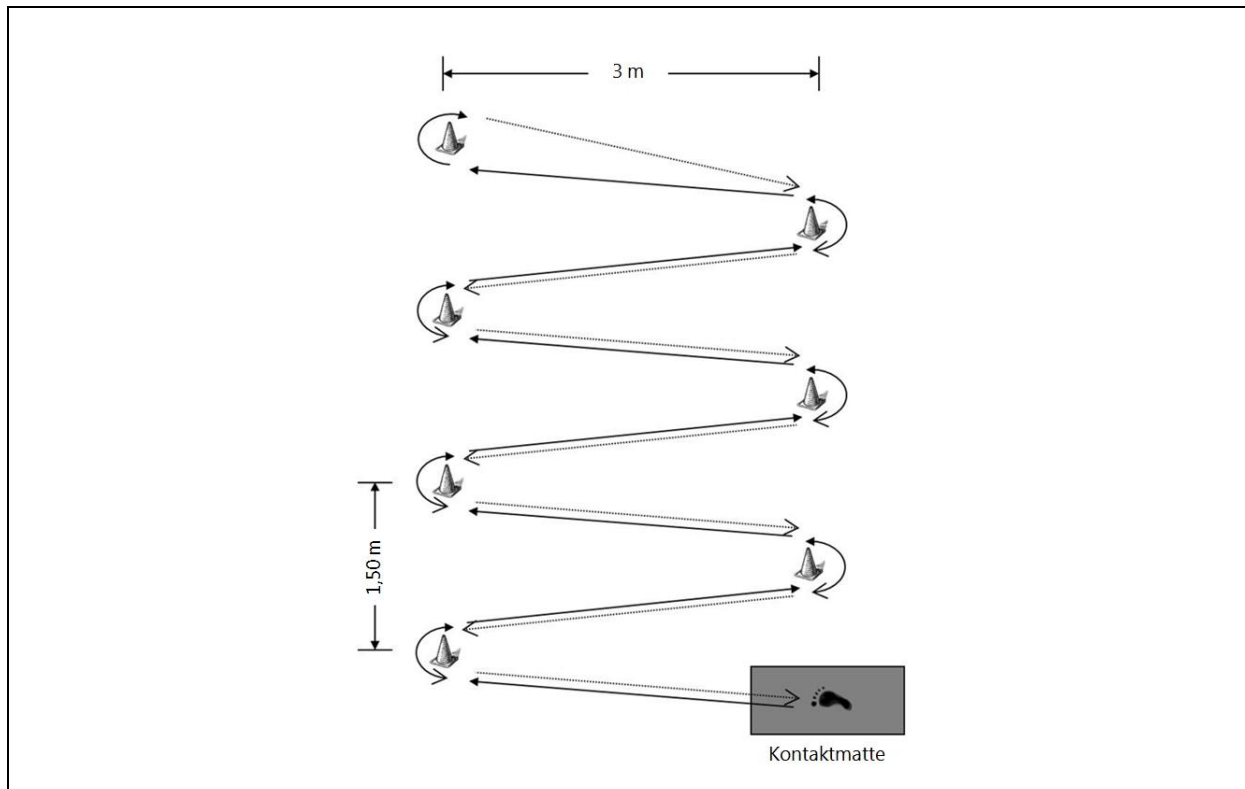


Abbildung 29. Der Zick-Zack-Lauf mit Start und Ziel auf der Kontaktmatte.

DJ, SR und ZZL wurden in Sportschuhen ohne das Tragen einer Sprunggelenksorthese ausgeführt. Die Tests erfolgten bei jedem Probanden in folgender Reihenfolgen: GGT, SR, DJ, ZZL. Zwischen den Tests war eine Pause von fünf Minuten, wohingegen die Probanden zwischen den einzelnen Versuchen eines Tests zwei Minuten pausierten.

Die funktionellen Testverfahren wurden ebenfalls zu einem Messzeitpunkt von der KG ausgeführt, wobei das Sprunggelenk des Standbeines als dominant bezeichnet wurde, mit dem, subjektiv eingeschätzt, ein Einbeinstand sicherer möglich war.

Alle Messwerte wurden mit einer Messfrequenz von 1000 Hz aufgezeichnet und mittels Analog-Digital-Wandler auf einen Computer übertragen.

6.2.7 Statistische Verfahren

Das verletzte bzw. unverletzte Sprunggelenk der Interventionsgruppen entsprach bei allen Testverfahren dem nicht-dominanten bzw. dominanten Sprunggelenk der KG.

Bezüglich des GGT erfolgte die Normalisierung der Messwerte auf den maximalen zurückgelegten Gesamtweg bzw. Schwingungsfrequenz der Plattform, um eine

Vergleichbarkeit der Daten zwischen t_1 und t_3 zu gewährleisten. Die Werte wurden somit in Prozent des maximalen Weges bzw. der maximalen Schwingungsfrequenz angegeben.

Je nach statistischen Voraussetzungen der Daten kamen eine einfaktorielle Varianzanalyse mit anschließender Bonferroni-Korrektur, eine Varianzanalyse mit Messwiederholung oder ein Kruskal-Wallis-Test zum Einsatz. Die statistische Analyse erfolgte mit Hilfe der Statistiksoftware IBM SPSS Statistik 21 (IBM Deutschland GmbH, Ehningen, Deutschland). Das Signifikanzniveau lag bei $p < 0,05$.

Zusätzlich erfolgte für alle statistisch signifikanten Ergebnisse die Berechnung der Effektstärke d nach Cohen mittels Microsoft Office Excel 2007 (Microsoft Corporation, Redmond, USA). Effektstärken $d > 0,50$ wurden als groß interpretiert (Bortz & Döring, 2006).

6.3 Ergebnisse

6.3.1 Stichprobe

47 Patienten mit akuten Supinationstraumen vom Grad II oder III wurden in die Studie eingeschlossen. Mit der Sprunggelenksorthese MTS wurden 27 Patienten (10 Frauen; 17 Männer) behandelt. 20 Patienten (8 Frauen; 12 Männer) trugen die Orthese AC. Des Weiteren wurden 77 gesunde Probanden (36 Frauen; 41 Männer) rekrutiert. Die detaillierte Beschreibung der Stichprobe erfolgt in Tabelle 17.

Tabelle 17. Beschreibung der Interventionsgruppen und der Kontrollgruppe.

	Anzahl	Alter [Jahren]	Größe [cm]	Gewicht [kg]	BMI [kg/m ²]
MTS-Gruppe	27	24,77 ± 7,19	179,03 ± 7,33	73,41 ± 10,02	22,83 ± 2,05
AC-Gruppe	20	27,32 ± 8,88	177,10 ± 9,44	75,55 ± 10,02	24,04 ± 3,87
Kontrollgruppe	77	26,27 ± 8,64	176,51 ± 9,52	69,39 ± 11,59	22,13 ± 2,19

Werte dargestellt in MW ± SD; MTS = Malleo TriStep[®]; AC = Aircast Air-Stirrup[®]

6.3.2 Bewegungsausmaß

In der MTS-Gruppe zeigten sich Einschränkungen der Plantar-/Dorsalflexion zu t_0 bei 96%, zu t_1 bei 48% und zu t_3 bei 7% der Patienten. Die Inversion/Eversion war zu t_0 bei 96% und zu t_1 bei 33% der MTS-Patienten begrenzt. Dieses Bewegungsausmaß

war zu t_3 bei keinem Patienten mehr beeinträchtigt. 85% der mit der AC versorgten Patienten wiesen zu t_0 eine eingeschränkte Plantar-/Dorsalflexion auf. Zu t_1 und t_3 waren es entsprechend noch 30% bzw. 15% mit einem eingeschränkten Bewegungsausmaß in der Sagittalebene. Auch die Inversion/Eversion war zu t_0 bei 80%, zu t_1 bei 20% und zu t_3 bei 10% der Patienten mit AC-Versorgung begrenzt. Schlussfolgernd wies zu t_3 ein größerer Patientenanteil der AC-Gruppe, Einschränkungen im manuell erfassten Bewegungsausmaß des Sprunggelenks im Vergleich zu Patienten mit MTS-Versorgung auf. Zusammenfassend werden die prozentualen Anteile der Patienten mit Bewegungseinschränkungen in Abbildung 30 dargestellt.

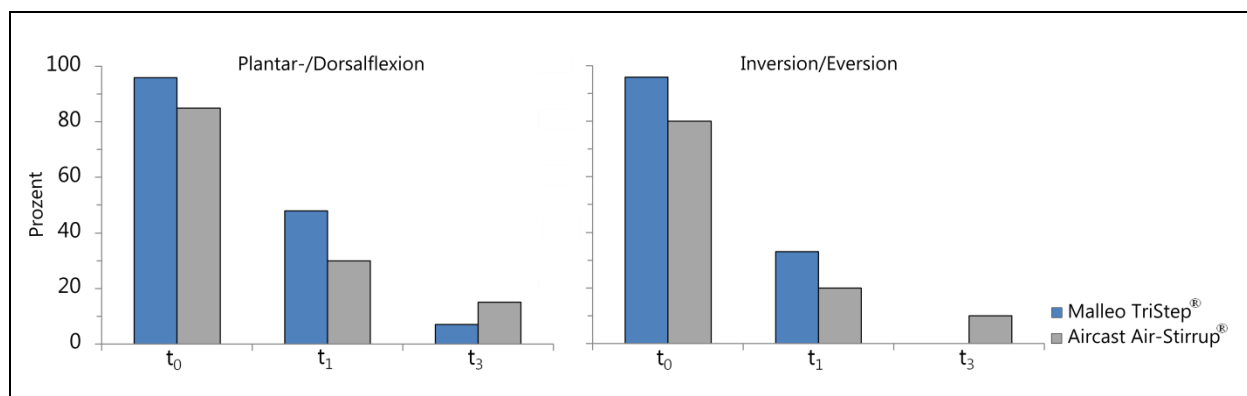


Abbildung 30. Prozentualer Anteil der Patienten, bei denen zu den drei Testzeitpunkten t_0 , t_1 und t_3 Einschränkungen der Plantar-/Dorsalflexion und Inversion/Eversion manuell nachgewiesen wurden. Die Betrachtung erfolgte getrennt nach Patienten mit Malleo TriStep®- und Aircast Air-Stirrup®-Versorgung.

6.3.3 Subjektive Funktionalität

Foot and Ankle Outcome Score (FAOS)

Sowohl in der AC-Gruppe als auch in der MTS-Gruppe zeigten sich in der Funktionalitätsskala signifikante Unterschiede zwischen den drei Testzeitpunkten ($p < 0,01$; $p < 0,05$). In beiden Gruppen schätzten die Patienten zu t_1 die Funktionalität des verletzten Sprunggelenks im Vergleich zu t_0 und t_3 am schlechtesten ein.

Der Gesamtscore wies bei den, mit der AC versorgten Patienten, ebenfalls signifikante Unterschiede zwischen allen Testzeitpunkten auf ($p < 0,01$; $p < 0,05$). Auch hier war die subjektiv eingeschätzte Einschränkung der Funktionalität zu t_1 am größten. Die

Patienten, die die MTS trugen, zeigten im Gesamtscore eine signifikant schlechtere Funktionalität zu t_1 im Vergleich zu t_0 ($p < 0,05$) und zu t_3 ($p < 0,05$). Zwischen t_0 und t_3 kam es in dieser Gruppe zu keinen signifikanten Unterschieden.

Sowohl der Gesamtscore als auch die Funktionalitätsskala des FAOS wiesen keine signifikanten Unterschiede zwischen der AC- und der MTS-Gruppe auf. Zusammenfassend sind die Ergebnisse des FAOS mit den jeweiligen großen Effektstärken d für die statistisch signifikanten Unterschiede in Abbildung 31 dargestellt.

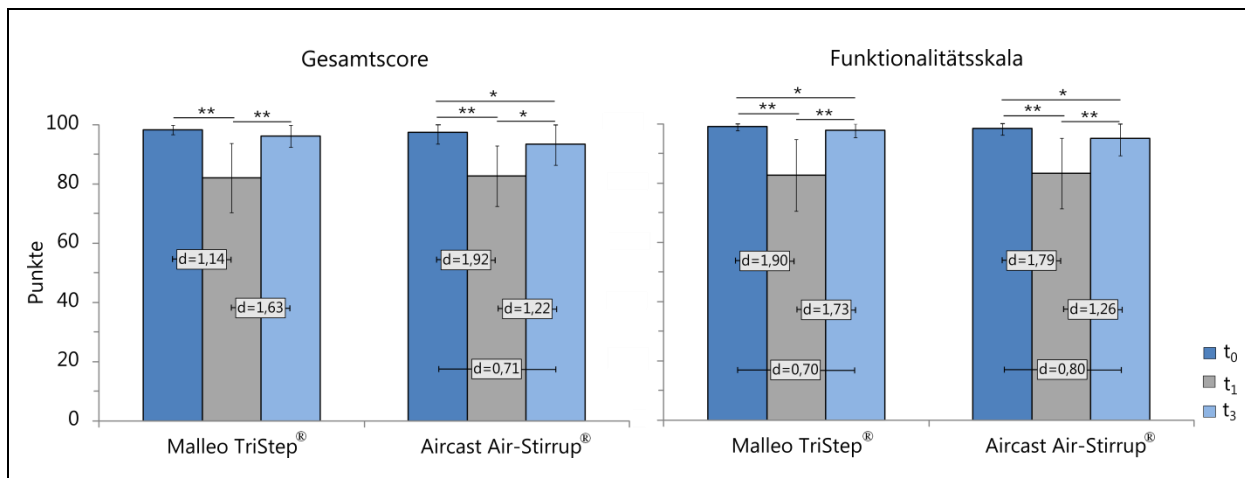


Abbildung 31. Gesamtscore und Funktionalitätsskala des Foot and Ankle Outcome Score (FAOS) mit den jeweiligen Effektstärken d für die statistisch signifikanten Ergebnisse. * $p < 0,05$; ** $p < 0,01$.

American Orthopaedic Foot and Ankle Society ankle-hindfoot scale (AOFAS)

Wie in Abbildung 32 ersichtlich, wiesen die Patienten mit MTS-Versorgung im Gesamtscore und in der Funktionalitätsskala signifikante Unterschiede zwischen allen Testzeitpunkten auf ($p < 0,05$). Hierbei lagen zu t_0 die größten und zu t_3 die geringsten subjektiv eingeschätzten Beeinträchtigungen der Funktionalität vor. Die Funktionalitätsskala variierte auch in der AC-Gruppe signifikant zwischen allen Messzeitpunkten ($p < 0,01$; $p < 0,05$). Auch hier nahmen die Einschränkungen zwischen t_0 und t_3 signifikant ab. Der Gesamtscore hingegen zeigte in dieser Interventionsgruppe lediglich eine signifikant größere Beeinträchtigung zu t_0 im Vergleich zu t_1 und zu t_3 ($p < 0,05$). Für alle signifikanten Unterschiede lag die Effektstärke d zwischen 0,74 und 5,25 und wies somit auf eine große praktische und

klinischer Relevanz hin (Abbildung 32). Zwischen den beiden Interventionsgruppen lagen keine signifikanten Unterschiede vor.

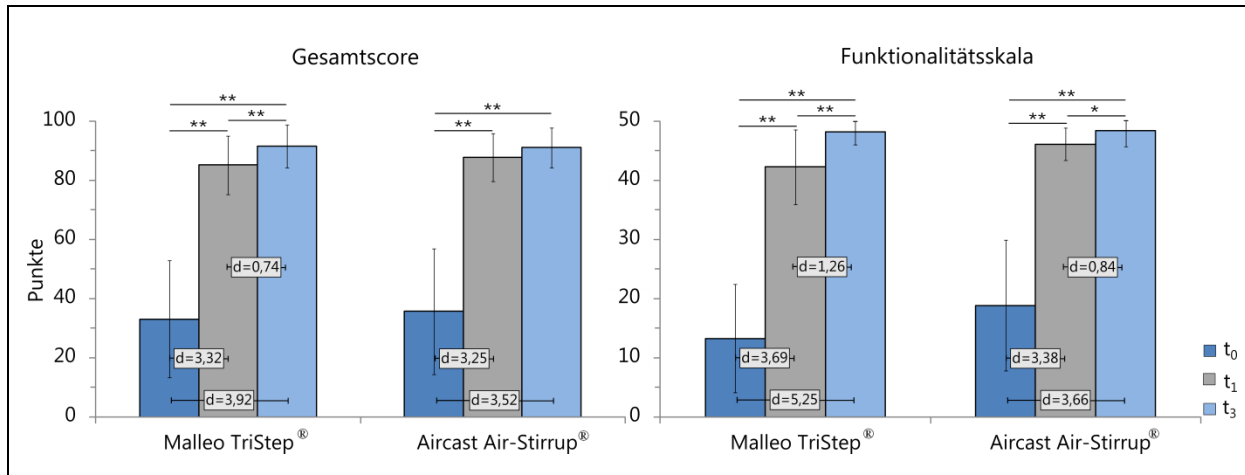


Abbildung 32. Gesamtscore und Funktionalitätsskala der American Orthopaedic Foot and Ankle Society ankle-hindfoot scale (AOFAS) mit den jeweiligen Effektstärken d für die statistisch signifikanten Ergebnisse. * $p < 0,05$; ** $p < 0,01$.

6.3.4 Funktionelle Testverfahren

Gleichgewichtstest (GGT)

Bei Betrachtung des normalisierten Weges der Plattform in ML- und AP-Richtung zeigte sich ein signifikanter Einfluss des Testzeitpunktes und der Bewegungsrichtung der Plattform innerhalb der verschiedenen Gruppen ($p < 0,01$). Keine Unterschiede ergaben sich hingegen zwischen dem verletzten und unverletzten Sprunggelenk, zwischen den Interventionsgruppen und zwischen den Interventionsgruppen und der KG. Die Probanden aller drei Gruppen setzten zu t_3 mit dem unverletzten/dominanten Sprunggelenk bzw. die Patienten der MTS-Gruppe ebenfalls mit dem verletzten Sprunggelenk signifikant mehr Ausgleichsbewegungen in ML-Richtung als in AP-Richtung ein ($p < 0,05$; $p < 0,01$). Des Weiteren nahmen in der MTS-Gruppe und der KG die Ausgleichsbewegungen sowohl in der Frontal- als auch in der Sagittalebene zwischen t_1 und t_3 signifikant ab ($p < 0,05$; $p < 0,01$) (Abbildung 33).

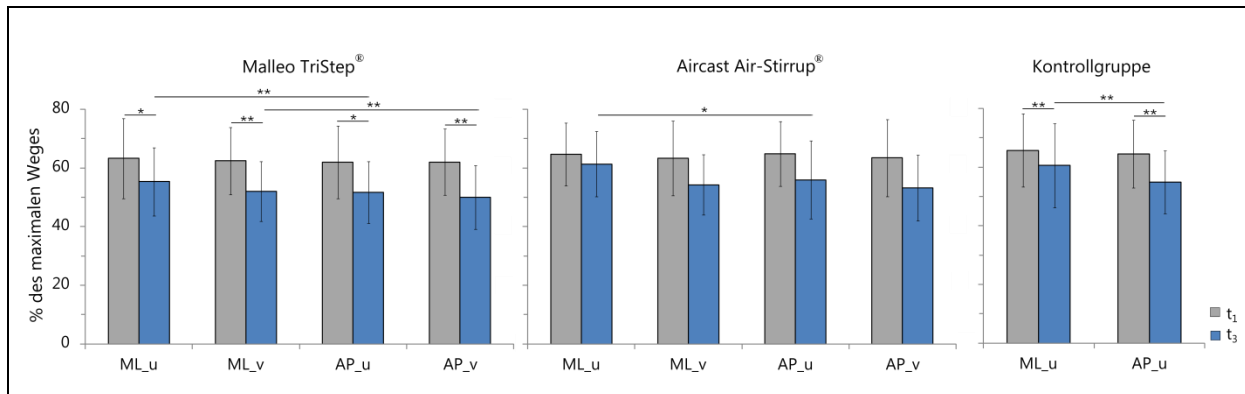


Abbildung 33. Zurückgelegter normalisierter Weg der Plattform während des Gleichgewichtstests getrennt nach Untersuchungsgruppen und Testzeitpunkten. * $p < 0,05$; ** $p < 0,01$; ML = medio-laterale Richtung; AP = antero-posteriore Richtung; u = unverletzt/dominant; v = verletzt.

Die p -Werte und Effektstärken d der statistisch signifikanten Ergebnisse des normalisierten Weges der Plattform werden in Tabelle 18 dargestellt. Die Effektstärken variieren hierbei zwischen 0,19 und 1,09 und spiegeln somit eine geringe bis große praktische Relevanz wider.

Tabelle 18. Effektstärken d der statistisch signifikanten Ergebnisse des zurückgelegten normalisierten Weges der Plattform während des Gleichgewichtstests.

Gruppe	Bedingung	p	d
Malleo TriStep®	t3 ML_u vs. t3 AP_u	0,003	0,33
	t3 ML_v vs. t3 AP_v	0,002	0,19
	ML_u t1 vs. ML_u t3	0,048	0,63
	ML_v t1 vs. ML_v t3	0,009	0,96
	AP_u t1 vs. AP_u t3	0,012	0,90
	AP_v t1 vs. AP_v t3	0,003	1,09
Aircast Air-Stirrup®	t3 ML_u vs. t3 AP_u	0,020	0,44
	t3 ML_u vs. t3 AP_u	< 0,001	0,45
Kontrollgruppe	ML_u t1 vs. ML_u t3	0,006	0,39
	AP_u t1 vs. AP_u t3	< 0,001	0,86

t₁ = Testzeitpunkt einen Monat posttraumatisch; t₃ = Testzeitpunkt drei Monate posttraumatisch; ML = medio-laterale Richtung; AP = antero-posteriore Richtung; u = unverletzt/dominant; v = verletzt

Die Schwingungsfrequenz der Plattform war in den drei Gruppen sowohl zu t₁ als auch zu t₃ in ML-Richtung signifikant höher als in AP-Richtung ($p < 0,05$; $p < 0,01$) mit Ausnahme des unverletzten Sprunggelenks der AC-Gruppe zu t₁. In der AC-

Gruppe nahm die Frequenz in AP-Richtung des verletzten Sprunggelenks zwischen t_1 und t_3 signifikant ab ($p < 0,05$). In den anderen beiden Gruppen zeigte sich hingegen eine Zunahme der Frequenz in beiden Richtungen in der KG und in ML-Richtung mit dem unverletzten Sprunggelenk in der MTS-Gruppe zu t_3 im Vergleich zu t_1 ($p < 0,01$). Des Weiteren war in der AC- und MTS-Gruppe zu t_3 die Schwingungsfrequenz in ML-Richtung mit dem unverletzten Sprunggelenk signifikant höher als mit dem verletzten Sprunggelenk ($p < 0,05$; $p < 0,01$). Zusammenfassend kam es bei Betrachtung der Frequenz zu einem signifikanten Einfluss des Testzeitpunktes, der Bewegungsrichtung sowie des Sprunggelenks ($p < 0,05$; $p < 0,01$) (Abbildung 34).

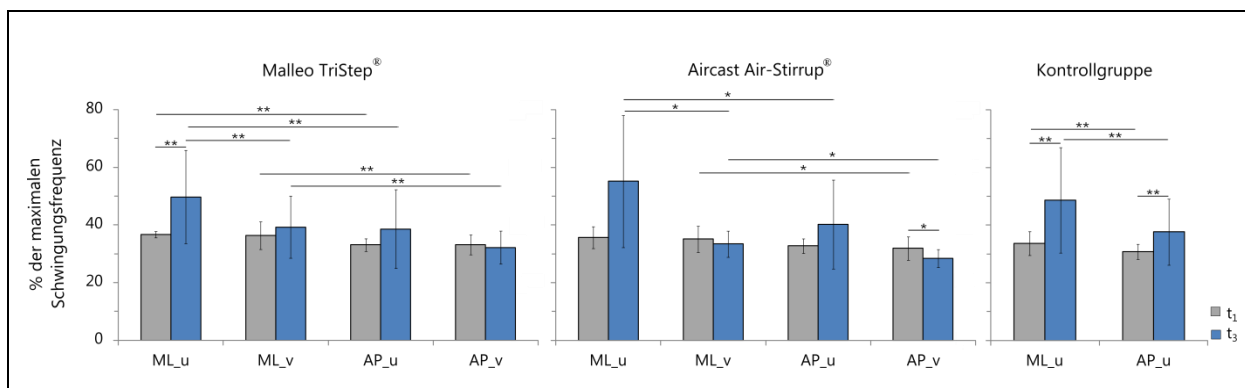


Abbildung 34. Normalisierte Schwingungsfrequenz der Plattform während des Gleichgewichtstests getrennt nach Untersuchungsgruppen und Testzeitpunkten. * $p < 0,05$; ** $p < 0,01$; ML = medio-laterale Richtung; AP = antero-posteriore Richtung; u = unverletzt/dominant; v = verletzt.

In Tabelle 19 werden die p-Werte und die entsprechenden Effektstärken d der signifikanten Ergebnisse der normalisierten Schwingungsfrequenz der Plattform dargestellt. Die Effektstärken sind größer $d = 0,74$. Somit sind die signifikanten Unterschiede von großer praktischer Relevanz.

Tabelle 19. Effektstärke d der statistisch signifikanten Ergebnisse der normalisierten Schwingungsfrequenz der Plattform während des Gleichgewichtstests.

Gruppe	Bedingung	p	d
Malleo TriStep®	t1 ML_u vs. t1 AP_u	< 0,001	1,08
	t1 ML_v vs. t1 AP_v	< 0,001	0,77
	t3 ML_u vs. t3 ML_v	0,005	0,76
	t3 ML_u vs. t3 AP_u	< 0,001	0,74
	t3 ML_v vs. t3 AP_v	< 0,001	0,82
	ML_u t1 vs. ML_u t3	0,001	1,10
Aircast Air-Stirrup®	t1 ML_v vs. t1 AP_v	0,011	0,76
	t3 ML_u vs. t3 AP_u	0,021	0,76
	t3 ML_v vs. t3 AP_v	0,012	1,26
	t3 ML_v vs. t3 ML_u	0,036	1,32
	AP_v t1 vs. AP_v t3	0,025	0,95
Kontrollgruppe	t1 ML_u vs. t1 AP_u	< 0,001	0,82
	t3 ML_u vs. t3 AP_u	< 0,001	0,73
	ML_u t1 vs. ML_u t3	< 0,001	1,14
	AP_u t1 vs. AP_u t3	0,001	0,82

t₁ = Testzeitpunkt einen Monat posttraumatisch; t₃ = Testzeitpunkt drei Monate posttraumatisch; ML = medio-laterale Richtung; AP = antero-posteriore Richtung; u = unverletzt/dominant; v = verletzt

Shuttle Run (SR)

Sowohl mit dem verletzten/nicht-dominanten als auch unverletzten/dominanten Sprunggelenk zeigten sich beim seitlichen Richtungswechsel signifikant längere Bodenkontaktzeiten in der AC-Gruppe im Vergleich zur KG ($p < 0,01$, $d = 0,90$; $p < 0,05$, $d = 0,73$). Die Effektstärken sind hierbei, wie dargestellt, groß und damit praktisch und klinisch relevant. Die durchschnittlichen Kontaktzeiten zwischen der MTS-Gruppe und den anderen beiden Gruppen, zwischen dem verletzten und unverletzten Sprunggelenk der Interventionsgruppen sowie zwischen dem nicht-dominanten und dominanten Sprunggelenk der KG unterschieden sich nicht signifikant (Tabelle 20).

Tabelle 20. Vergleich der Kontaktzeiten des Shuttle Runs zwischen den Untersuchungsgruppen.

Bedingung	Kontaktzeit [ms]			
	t_{k1}	p	t_{k2}	p
AC vs. MTS	514,17 ± 126,33 vs. 443,34 ± 120,14	0,07	523,24 ± 155,82 vs. 454,61 ± 129,05	0,06
AC vs. KG	514,17 ± 126,33 vs. 420,60 ± 128,76	0,02	523,24 ± 155,82 vs. 409,32 ± 118,85	0,001
MTS vs. KG	443,34 ± 120,14 vs. 420,60 ± 128,76	0,44	454,61 ± 129,05 vs. 409,32 ± 118,85	0,05

Werte dargestellt in MW ± SD. t_{k1} = Kontaktzeit des unverletzten/dominanten Sprunggelenks; t_{k2} = Kontaktzeit des verletzten/nicht-dominanten Sprunggelenks; MTS = MalleoTriStep[®]-Gruppe; AC = Aricast Air-Stirrup[®]-Gruppe; KG = Kontrollgruppe

Wie in Tabelle 21 dargestellt waren die Zwischenzeiten t_{z1} und t_{z2} bei den Patienten mit MTS-Versorgung signifikant kürzer als in der AC-Gruppe ($p < 0,01$, $d = 1,16$; $p < 0,05$, $d = 0,96$). Ebenfalls war t_{z2} bei den Patienten mit MTS-Versorgung im Vergleich zur KG signifikant kürzer ($p < 0,05$, $d = 0,61$). Alle bisher dargestellten signifikanten Unterschiede bezüglich der Zwischenzeiten wiesen mit $d > 0,50$ eine große praktische und klinische Relevanz auf. Des Weiteren wies die MTS-Gruppe eine signifikant längere t_{z1} im Vergleich zu t_{z2} auf ($p < 0,05$, $d = 0,15$). Allerdings lag bei diesem signifikanten Unterschied lediglich eine kleine Effektstärke und somit eine geringe praktische Relevanz vor.

Tabelle 21. Vergleich der Zwischenzeiten des Shuttle Runs zwischen den Untersuchungsgruppen.

Bedingung	Zwischenzeit [ms]			
	t_{z1}	p	t_{z2}	p
AC vs. MTS	879,66 ± 190,75 vs. 724,75 ± 136,16	0,02	873,85 ± 167,87 vs. 705,38 ± 125,25	0,004
AC vs. KG	879,66 ± 190,75 vs. 796,03 ± 164,38	0,17	873,85 ± 167,87 vs. 806,42 ± 176,86	0,14
MTS vs. KG	724,75 ± 136,16 vs. 796,03 ± 164,38	0,10	705,38 ± 125,25 vs. 806,42 ± 176,86	0,03

Werte dargestellt in MW ± SD. t_{z1} = Zwischenzeit vom unverletzten/dominanten Sprunggelenk zum verletzten/nicht-dominanten Sprunggelenk; t_{z2} = Zwischenzeit vom verletzten/nicht-dominanten Sprunggelenk zum unverletzten/dominanten Sprunggelenk; MTS = MalleoTriStep[®]-Gruppe; AC = Aricast Air-Stirrup[®]-Gruppe; KG = Kontrollgruppe

Drop Jump (DJ)

Zu t_3 war die Kontaktzeit der AC-Gruppe ($273,18 \pm 107,49$ ms) signifikant länger als die Zeit der MTS-Gruppe ($230,91 \pm 53,32$ ms) ($p < 0,05$, $d = 0,52$) und der KG ($182,80 \pm 23,73$ ms) ($p < 0,01$, $d = 1,72$). Ebenfalls wiesen die Patienten mit MTS-Versorgung eine signifikant längere Bodenkontaktzeit als die KG auf ($p < 0,01$, $d = 1,42$). Die großen Effektstärken deuten auf eine große praktische und klinische Relevanz hin.

Auch bei der Sprunghöhe erreichten die Patienten mit AC-Versorgung ($20,66 \pm 7,96$ cm) im Vergleich zur MTS-Gruppe ($23,76 \pm 7,66$ cm) und zur KG ($23,99 \pm 6,53$ cm) im Mittel die schlechteste Leistung. Allerdings waren diese Unterschiede nicht signifikant.

Zick-Zack-Lauf (ZZL)

Beim ZZL zeigten sich keine signifikanten Unterschiede zwischen der MTS-Gruppe ($20,98 \pm 1,70$ s) und der KG ($21,40 \pm 1,35$ s). Die Patienten mit AC-Versorgung absolvierten den Lauf jedoch in einer signifikant längeren Zeit ($23,03 \pm 3,38$ s) als die Patienten mit MTS-Versorgung ($p < 0,01$, $d = 0,80$) und die KG ($p < 0,01$, $d = 0,84$). Die signifikanten Unterschiede zwischen der AC-Gruppen und den anderen beiden Gruppen verfügten über große Effektstärken und damit über eine große praktische und klinische Relevanz.

6.4 Diskussion

Das Ziel der vorliegenden Studie war der Vergleich der funktionellen Wirksamkeit einer phasenadaptierenden semirigiden Sprunggelenksorthese (MTS) mit einer nicht-modifizierbaren semirigiden Orthese (AC) bei Patienten mit akuten Verletzungen des lateralen Kapsel-Bandapparates am Sprunggelenk. Neben des Aspektes der Modifikation lag ein entscheidender Unterschied zwischen den beiden Orthesenkonzepten in der Einschränkung der Plantarflexion zu Beginn der Behandlung.

Es zeigten sich Vorteile in Bezug auf eine schnellere Wiederherstellung der Funktionalität durch das Tragen der phasenadaptierenden Orthese. Drei Monate posttraumatisch wiesen die Patienten mit MTS-Versorgung eine signifikant bessere funktionelle Leistungsfähigkeit im SR, DJ und ZZL im Vergleich zur AC-Gruppe auf. Im Gegensatz dazu, fanden sich zwischen den beiden Interventionsgruppen bereits einen Monat posttraumatisch keine Unterschiede in der posturalen Stabilität im Einbeinstand (GGT). Des Weiteren erreichten die, mit der MTS versorgten, Patienten zu t_3 eine vergleichbare funktionelle Leistungsfähigkeit wie die KG, was auf eine Beschwerdefreiheit hindeutet. Lediglich in der Kontaktzeit des DJ lagen noch Defizite vor. Auch die subjektiv eingeschätzte Funktionalität deutete drei Monate nach der Verletzung auf eine Wiederherstellung hin.

Im Gegensatz zur MTS-Gruppe zeigten Patienten mit AC-Versorgung zu t_3 noch signifikant schlechtere Leistungen im SR, DJ und ZZL im Vergleich zur KG. Auch die Ergebnisse der Fragebögen deuteten auf bestehende funktionelle Einschränkungen in dieser Interventionsgruppe drei Monate posttraumatisch hin.

Die dargestellten Ergebnisse lassen den Schluss zu, dass ein modifizierbares Orthesenkonzept mit schrittweiser Abrüstung stabilisierender Elemente bei gleichzeitiger Erweiterung des Bewegungsausmaßes, einer nicht veränderbaren Sprunggelenksorthese im Hinblick auf eine frühzeitige Wiederherstellung der Funktionalität überlegen ist.

Keine der Interventionsgruppen zeigte Defizite in der posturalen Stabilität im Einbeinstand auf einer instabilen Plattform. Demgegenüber stehen allerdings Studien, die eine eingeschränkte Gleichgewichtsfähigkeit bei Patienten mit akuten Supinationstraumen aufzeigten (Guskiewicz & Perrin, 1996; Akbari et al., 2006). Hier ist allerdings zu beachten, dass die Messungen deutlich früher als einen Monat im Anschluss an die Verletzung durchgeführt wurden. Guskiewicz & Perrin (1996) fanden eine signifikant schlechtere posturale Stabilität durchschnittlich 17,7 Tage posttraumatisch während eines Einbeinstandes im Vergleich zu gesunden Personen. Eine weitere Studie untersuchte die posturale Stabilität im Einbeinstand auf einer Kraftmessplatte bei Patienten mit Supinationstraumen vom Grad I und II (Hertel et al.,

2001b). Fünf Tage und zwei Wochen posttraumatisch zeigte sich eine eingeschränkte Gleichgewichtsfähigkeit im Einbeinstand mit dem verletzten Sprunggelenk, wohingegen einen Monat nach der Verletzung keine Auffälligkeiten mehr vorlagen (Hertel et al., 2001b). Dies stimmt wiederum mit den Ergebnissen der vorliegenden Studie überein. Weitere Untersuchungen an Patienten mit chronischer Instabilität des Sprunggelenks wiesen eine ähnliche posturale Stabilität im stabilen im Vergleich zum instabilen Sprunggelenk sowie im Vergleich zu einer gesunden Kontrollgruppe auf (Ross & Guskiewicz, 2004; Mitchell et al., 2008a, 2008b). Anhand der dargestellten Studienergebnisse wird ersichtlich, dass spätestens vier Wochen nach einem akuten Supinationstrauma, Einschränkungen in der posturalen Stabilität mittels Einbeinstand nicht mehr nachweisbar sind.

Weitere Ergebnisse des GGT waren, unabhängig der Untersuchungsgruppe und des Sprunggelenks, mehr Ausgleichsbewegungen und eine höhere Schwingungsfrequenz in ML-Richtung im Vergleich zur AP-Richtung. Dies widerspricht Ergebnissen einer weiteren Studie, in der mehr Ausgleichsbewegungen in AP-Richtung auf einer vergleichbaren instabilen Standfläche eingesetzt wurden (Boer et al., 2010). Hier fand allerdings eine Testung von gesunden Probanden im Einbeinstand über eine Dauer von sechs Sekunden statt. Unterschiede in der ML- und AP-Stabilität können auf verschiedene Anforderungen in Alltags- und Sportsituationen mit unterschiedlichen Trainingseffekten auf die Gleichgewichtsfähigkeit zurückzuführen sein (Biec & Kuczynski, 2010). Die Auswirkungen verschiedener Trainingsformen auf die posturale Stabilität in ML- und AP-Richtung bei Patienten mit akuten Supinationstraumen muss in weiteren Studien geklärt werden.

Zusätzlich fand sich in der vorliegenden Studie eine signifikante Reduktion der Ausgleichsbewegungen sowohl in der Frontal- als auch in der Sagittalebene zwischen t_1 und t_3 in der MTS-Gruppe und der KG unabhängig des Sprunggelenks. Bezüglich des verletzten Sprunggelenks ist diese Reduktion eventuell auf den Heilungsprozess und die damit einhergehende bessere posturale Stabilität zurückzuführen. Da sich aber ebenfalls Verbesserungen bezüglich der Ausgleichsbewegungen im Einbeinstand mit dem unverletzten Sprunggelenk zeigten, könnte ein möglicher

Grund auch ein Lerneffekt durch eine wiederholte Messung auf demselben Gerät sein.

Die Wiederherstellung der Funktionalität nach akuten Supinationstraumen wird allerdings nicht nur über statische propriozeptive Fähigkeiten bestimmt, sondern, vor allem bei Sportlern, durch die Leistung in dynamischen funktionellen Testverfahren. Durch die, in der vorliegenden Studie gewählten, Testverfahren SR, DJ, ZZL wurden die Bewegungen und die auf das Sprunggelenk wirkenden Kräfte während gewöhnlicher sportlicher Aktivität unter kontrollierter Umgebung simuliert, was für aussagekräftige Ergebnisse über die Funktionalität entscheidend ist (Barber et al., 1990; Eechaute et al., 2008; Hudson, 2009). Bei der Ausübung von unter anderem schnellen Richtungswechseln oder Drehbewegungen bereiten Einschränkungen der Sprunggelenksbewegung, insbesondere der Inversion und Eversion, Patienten große Schwierigkeiten (Macpherson et al., 1995; Ambegaonkar et al., 2011). Bei 10% der Patienten mit AC-Versorgung lagen zu t_3 manuell nachgewiesene Einschränkungen der Sprunggelenksbewegung in der Frontalebene vor. Kein Patient der MTS-Gruppe verfügte hingegen über eine begrenzte Inversion/Eversion, was möglicherweise für die signifikant schlechtere Leistung der AC-Gruppe im ZZL und den Kontaktzeiten im SR verantwortlich war. Allerdings muss eine Erklärung für die längeren Bodenkontaktzeiten des unverletzten Fußes der AC-Gruppe im Vergleich zu den Kontaktzeiten des dominanten Fußes der KG in weiteren Studien herausgefunden werden.

Es konnten in der Literatur keine Studien gefunden werden, die Bewegungsabläufe wie Sprints und Richtungswechsel mit schnellem Abbremsen und Beschleunigen bei Patienten im Anschluss an ein akutes Supinationstrauma untersuchten. Frühere Studien, die solche Bewegungsabläufe durchführten, betrachteten Gesunde oder Patienten mit chronischer Instabilität. Hierbei fanden sich keine Unterschiede zwischen orthetischer und nicht-orthetischer Versorgung bei Gesunden oder bei Patienten mit chronischer Instabilität (Gross et al., 1994, 1997; Macpherson et al., 1995; Pienkowski et al., 1995; Verbrugge, 1996) bzw. beim Vergleich dieser beiden Gruppen ohne den Einfluss einer Orthese (Demeritt et al., 2002).

Viele akute Supinationstraumen ereignen sich während plötzlichen Richtungsänderungen des Körperschwerpunktes, wie zum Beispiel während der Abbremsphase der initialen Landung des DJ (Olsen et al., 2004). Hierbei ist es entscheidend Schwankungen des Körperschwerpunktes (KSP) möglichst schnell abzubremesen, was bei Patienten mit Sprunggelenksverletzungen allerdings deutlich mehr Zeit in Anspruch nehmen kann (Ross & Guskiewicz, 2004). Sowohl die Patienten mit MTS- als auch mit AC-Versorgung zeigten in dieser Studie signifikant längere Bodenkontaktzeiten während des DJ im Vergleich zur KG, was auf eine langsamere Reduzierung der KSP-Schwankung und damit auf eine spätere Stabilisierung des Sprunggelenks hindeutet. Dies kann unter anderem in einer unzureichenden Kraft, mechanischen Instabilität oder propriozeptiven Defiziten begründet liegen (Ross & Guskiewicz, 2004). Allerdings führen ebenfalls verschiedene Landetechniken mit zum Beispiel einem unterschiedlichen Ausmaß an Dorsalflexion oder Knieflexion zu einer längeren Stabilisationszeit (Ross & Guskiewicz, 2004). Auch Unsicherheiten in der Bewegungsausführung oder Angst vor erneuten Verletzungen können mögliche Ursachen darstellen. Welche Gründe in der vorliegenden Studie für die längeren Bodenkontaktzeiten ausschlaggebend waren, gilt es in weiteren Untersuchungen zu prüfen.

Des Weiteren spiegelt eine geringere Sprunghöhe eine Einschränkung des sagittalen Bewegungsausmaßes des Sprunggelenks wider (Macpherson et al., 1995; Ambegaonkar et al., 2011). In dieser Studie zeigten sich größere Sprunghöhen in der MTS-Gruppe und der KG als in der AC-Gruppe. Diese Ergebnisse wurden durch das Vorliegen einer manuell nachgewiesenen Einschränkung der Plantar-/Dorsalflexion zu t_3 bei 15% der AC-Patienten im Vergleich zu lediglich 7% der Patienten mit MTS-Versorgung bestätigt.

In der Literatur fand sich keine Studie, die Drop Jumps bei Patienten mit akuten Supinationstraumen untersuchte. Betrachtet wurden lediglich Mehrfachsprünge, vertikale Standsprünge oder Einbeinsprünge bei Patienten mit chronischer Instabilität. Es zeigten sich hierbei keine Unterschiede zwischen den Patienten und gesunden Probanden sowie zwischen Sprüngen mit und ohne Sprunggelenksorthese (Gross et

al., 1994; Macpherson et al., 1995; Pienkowski et al., 1995; Verbrugge, 1996; Hals et al., 2000; Ambegaonkar et al., 2011). Allerdings benötigten Patienten mit chronischer Instabilität signifikant mehr Zeit für Einbeinsprünge mit dem instabilen Sprunggelenk im Vergleich zu Sprüngen mit dem stabilem Sprunggelenk und einer gesunden Kontrollgruppe (Echachte et al., 2008).

Eine weitere Auffälligkeit sind die deutlich größeren Standardabweichungen im SR, DJ und ZZL in der AC-Gruppe im Vergleich zur MTS-Gruppe und der KG. Dies ist möglicherweise auf unterschiedliche Heilungsverläufe der Bandverletzung innerhalb dieser Patientengruppe zurückzuführen. Ein möglicher Grund hierfür stellt die durch die AC zu Beginn der Rehabilitationsphase nicht eingeschränkte Plantarflexion dar. Eventuell erfolgte dadurch ein individuelles Ausmaß an Immobilisation in der Sagittalebene durch die Patienten, was sich in einem unterschiedlichen Heilungsverlauf äußerte und schließlich zu unterschiedlichen Ergebnissen in den funktionellen Testverfahren führte.

Die besseren Ergebnisse bezüglich der Funktionalität der MTS-Gruppe bekommen größere Bedeutung bei zusätzlicher Betrachtung der Schweregrade der Verletzungen. 67% der MTS-Gruppe und lediglich 45% der AC-Gruppe litten unter Supinationstraumen vom Grad III. Diese folglichen in der MTS-Gruppe schwerer Verletzten verfügten, wie bereits dargestellt, über eine schnellere Wiederherstellung der Funktionalität im Vergleich zu Patienten mit AC-Versorgung. Dies widerspricht der Hypothese, dass bei einer schweren Sprunggelenksverletzung eine spätere Wiedererlangung der Funktionalität zu erwarten ist (Safran et al., 1999b). Somit wird die positive Wirksamkeit der phasenadaptierenden Sprunggelenksorthese MTS mit einer initialen Einschränkung der Plantarflexion nochmals bestärkt.

Für alle statistisch signifikanten Ergebnisse der beiden Fragebögen und der funktionellen Testverfahren waren, mit wenigen Ausnahmen (Zwischenzeiten des SR; normalisierter Weg der Plattform während des GGT), die berechneten Effektstärken groß ($d > 0,50$). Folglich wiesen die statistisch signifikanten Ergebnisse eine hohe praktische und klinische Relevanz auf.

Kritisch an dieser Studie anzumerken, ist die Auswahl der Testzeitpunkte. Eine Durchführung der funktionellen Testverfahren in einer früheren Phase der Bandheilung könnte eventuell die Unterschiede der verschiedenen Orthesenkonzepte noch klarer herausstellen. Besonders eine spezielle Überprüfung möglicher Auswirkungen der eingeschränkten Plantarflexion in den ersten zwei Wochen posttraumatisch wäre von Interesse. Des Weiteren waren die ausgewählten Testverfahren von individuellen sportlichen Vorerfahrungen abhängig, was sich möglicherweise negativ in den Studienergebnissen äußerte. Ein weiterer Nachteil der Studie war das Fehlen einer objektiven Überprüfung der Tragedauer der Orthese. Die Angaben beruhten lediglich auf subjektiven Aussagen der Patienten.

Zusammenfassend konnte durch eine Heilungsphasen-adaptierende Sprunggelenksorthese mit initialer Einschränkung der Plantarflexion eine frühzeitige Wiederherstellung der subjektiv eingeschätzten und objektiven Funktionalität im Vergleich zu einer nicht-modifizierbaren Orthese erreicht werden. Somit scheint unter diesen Gesichtspunkten ein phasenadaptives Orthesenkonzept die effektivere Behandlungsstrategie für akute Verletzungen des lateralen Kapsel-Bandapparates am Sprunggelenk zu sein.

7 Zusammenfassung

Durch die hohe Inzidenz stehen Supinationstraumen in Klinik und Forschung dauerhaft im Fokus und erfordern demzufolge laufend neue wissenschaftliche Erkenntnisse. Mit der vorliegenden Arbeit wurde ein Beitrag geleistet die Belastung und Beanspruchung des lateralen Kapsel-Bandapparates am Sprunggelenk unter besonderer Berücksichtigung von Supinationstraumen besser zu verstehen. Hierbei wurden unter anderem standardisierte Diagnostik- und Therapiemaßnahmen aufgezeigt.

Studie I beschäftigte sich mit der Evaluation eines selbstentwickelten Testgerätes (IA) zur Erfassung von Instabilitäten des CFL. Neben der Überprüfung der Reliabilität und der klinischen Evaluation, erfolgte die Erfassung der Zugkraft innerhalb des CFL während der Messungen im IA sowie der Steifigkeit des CFL. Der IA verfügte über eine hohe Reliabilität. Es lassen sich somit zu wiederholten Zeitpunkten bei einem Patienten das Ausmaß der Inversion und die Drehsteifigkeit bestimmen. Es konnten allerdings manuell erfasste Instabilitäten des CFL bei Patienten mit akuten Supinationstraumen durch die Messungen im IA nicht bestätigt werden. Des Weiteren fand sich eine geringe Korrelation zwischen der Drehsteifigkeit und der Bandsteifigkeit. Diese Ergebnisse deuten auf die Erfassung der Gelenkstabilität und nicht der Stabilität des CFL mittels IA hin. Dies konnte ebenfalls durch die Unstimmigkeiten zwischen der Größe der Dehnung des CFL und dem Ausmaß der Inversion in Studie II bestätigt werden. Hier lag bei großer Dehnung ein geringes mittels IA erfasstes Bewegungsausmaß bzw. bei geringer Dehnung ein großes Bewegungsausmaß vor.

In Studie II wurde das Dehnungsverhalten verschiedener Anteile des CFL und des ATFL während kraft-kontrollierter Inversion erfasst sowie der Beitrag des ATFL zur Erhaltung der Sprunggelenksstabilität in Inversion geklärt. Die erfassten Längenänderungen wiesen auf einen Schutz des Sprunggelenks durch das CFL während übermäßiger Inversion hin, wobei der anteriore bzw. posteriore Anteil mehr zur passiven Stabilität in maximaler Inversion beitrugen als der intermediäre

Bandanteil. In geringem Ausmaß schien ebenfalls der inferiore Anteil des ATFL zur Gelenkstabilität in maximaler Inversion beizutragen.

Wie in Studie II und der verfügbaren Literatur bereits gezeigt, wurde das ATFL während Inversion nicht bzw. in sehr geringem Ausmaß gedehnt. Dieses Band wird jedoch, als Folge von Supinationstraumen, am häufigsten geschädigt. Ein entscheidender Faktor für eine Verletzung des ATFL scheint demzufolge, neben der Innenrotation, eine übermäßige Plantarflexion zu sein. Für den Schutz vor erneuter übermäßiger Beanspruchung und für eine vollständige komplikationsfreie Wiederherstellung der geschädigten Strukturen muss daher eine Einschränkung der Inversion und der Plantarflexion, besonders in der frühen Rehabilitationsphase, erfolgen. In Studie III wurden demzufolge zwei verschiedene Orthesenkonzepte, die sich zum einen in der Möglichkeit der Modifikation im Rehabilitationsverlauf und zum anderen in der Einschränkung der Plantarflexion zu Beginn der Behandlung unterschieden, betrachtet. Es konnten Vorteile in Bezug auf eine schnellere Wiederherstellung der Funktionalität durch das Tragen einer phasenadaptierenden, die Plantarflexion einschränkenden Orthese gezeigt werden.

In dieser Arbeit wurde ein Einblick in die Belastung und Beanspruchung des lateralen Kapsel-Bandapparates am Sprunggelenk unter besonderer Berücksichtigung von Supinationstraumen gegeben. Hierbei wurden unter anderem neue Möglichkeiten der Diagnostik und Therapie für eine optimale Behandlung und schnelle Wiederherstellung von Supinationstraumen unter Berücksichtigung des Schädigungsmechanismus aufgezeigt. Es besteht allerdings in diesem Bereich weiterhin Forschungsbedarf, um unter anderem objektive Methoden zur Erfassung von Bandinstabilitäten zu entwickeln und in den klinischen Alltag zu integrieren. Ebenfalls sollten weitere Orthesenkonzepte bereitgestellt werden, die den Aspekt der initialen Einschränkung der Plantarflexion berücksichtigen und im Hinblick auf die Wirkungsweise untersucht werden.

8 Literaturverzeichnis

- ABRAHAMS, M. (1967) Mechanical behaviour of tendon in vitro. A preliminary report. *Medical & biological engineering*, 5, 433–443.
- AKBARI, M., KARIMI, H., FARAHINI, H. & FAGHIHZADEH, S. (2006) Balance problems after unilateral lateral ankle sprains. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 43, 819–824.
- AKESON, W.H., AMIEL, D., ABEL, M.F., GARFIN, S.R. & WOO, S.L. (1987) Effects of immobilization on joints. *Clinical orthopaedics and related research*, 28–37.
- AMBEGAONKAR, J.P., REDMOND, C.J., WINTER, C., CORTES, N., AMBEGAONKAR, S.J., THOMPSON, B. & GUYER, S.M. (2011) Ankle stabilizers affect agility but not vertical jump or dynamic balance performance. *Foot & ankle specialist*, 4, 354–360.
- ANDERSEN, T.E., FLOERENES, T.W., ARNASON, A. & BAHR, R. (2004) Video analysis of the mechanisms for ankle injuries in football. *The American journal of sports medicine*, 32, 695–795.
- ARDÈVOL, J., BOLÍBAR, I., BELDA, V. & ARGILAGA, S. (2002) Treatment of complete rupture of the lateral ligaments of the ankle: a randomized clinical trial comparing cast immobilization with functional treatment. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA*, 10, 371–377.
- ASHTON-MILLER, J.A., OTTAVIANI, R.A., HUTCHINSON, C. & WOJTYŚ, E.M. (1996) What best protects the inverted weightbearing ankle against further inversion? Evertor muscle strength compares favorably with shoe height, athletic tape, and three orthoses. *The American journal of sports medicine*, 24, 800–809.
- DE ASLA, R.J., KOZÁNEK, M., WAN, L., RUBASH, H.E. & LI, G. (2009) Function of anterior talofibular and calcaneofibular ligaments during in-vivo motion of the ankle joint complex. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 4, 7.
- ATTARIAN, D.E., MCCRACKIN, H.J., DEVITO, D.P., MCELHANEY, J.H. & GARRETT, W.E., JR (1985) Biomechanical characteristics of human ankle ligaments. *Foot & ankle*, 6, 54–58.
- BACHMANN, L.M., KOLB, E., KOLLER, M.T., STEURER, J. & TER RIET, G. (2003) Accuracy of Ottawa ankle rules to exclude fractures of the ankle and mid-foot: systematic review. *BMJ (Clinical research ed.)*, 326, 417.
- BAHR, R. & BAHR, I.A. (1997) Incidence of acute volleyball injuries: a prospective cohort study of injury mechanisms and risk factors. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 7, 166–171.
- BALDUINI, F.C., VEGSO, J.J., TORG, J.S. & TORG, E. (1987) Management and rehabilitation of ligamentous injuries to the ankle. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 4, 364–380.
- BARBER, S.D., NOYES, F.R., MANGINE, R.E., MCCLOSKEY, J.W. & HARTMAN, W. (1990) Quantitative assessment of functional limitations in normal and anterior cruciate ligament-deficient knees. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 204–214.
- BAUMHAUER, J.F., ALOSA, D.M., RENSTRÖM, A.F., TREVINO, S. & BEYNNON, B. (1995) A prospective study of ankle injury risk factors. *The American journal of sports medicine*, 23, 564–570.

- BEKEROM, M.P.J. VAN DEN, OOSTRA, R.J., ALVAREZ, P.G. & VAN DIJK, C.N. (2008) The anatomy in relation to injury of the lateral collateral ligaments of the ankle: a current concepts review. *Clinical anatomy (New York, N.Y.)*, 21, 619–626.
- BEKEROM, M.P.J. VAN DEN, KERKHOFFS, G.M.M.J., MCCOLLUM, G.A., CALDER, J.D.F. & DIJK, C.N. VAN (2013) Management of acute lateral ankle ligament injury in the athlete. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 21, 1390–1395.
- BEST, R., BRÜGGEMANN, G.-P., PETERSEN, W., REMBITZKI, I.V., ELLERMANN, A., GÖSELE-KOPPENBURG, A. & LIEBAU, C. (2011) Aktuelle und neue Konzepte in der Behandlung akuter Außenbandverletzungen des Sprunggelenkes. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 62, 57–62.
- BEUMER, A., VAN HEMERT, W.L.W., SWIERSTRA, B.A., JASPER, L.E. & BELKOFF, S.M. (2003) A biomechanical evaluation of the tibiofibular and tibiotalar ligaments of the ankle. *Foot & ankle international. / American Orthopaedic Foot and Ankle Society [and] Swiss Foot and Ankle Society*, 24, 426–429.
- BEYNNON, B.D., RENSTRÖM, P.A., ALOSA, D.M., BAUMHAUER, J.F. & VACEK, P.M. (2001) Ankle ligament injury risk factors: a prospective study of college athletes. *Journal of Orthopaedic Research*, 19, 213–220.
- BEYNNON, B.D., MURPHY, D.F. & ALOSA, D.M. (2002) Predictive Factors for Lateral Ankle Sprains: A Literature Review. *Journal of Athletic Training*, 37, 376–380.
- BEYNNON, B.D., VACEK, P.M., MURPHY, D., ALOSA, D. & PALLER, D. (2005a) First-time inversion ankle ligament trauma: the effects of sex, level of competition, and sport on the incidence of injury. *The American Journal of Sports Medicine*, 33, 1485–1491.
- BEYNNON, B.D., RENSTRÖM, P.A., HAUGH, L., UH, B.S. & BARKER, H. (2006) A prospective, randomized clinical investigation of the treatment of first-time ankle sprains. *The American Journal of Sports Medicine*, 34, 1401–1412.
- BIEĆ, E. & KUCZYŃSKI, M. (2010) Postural control in 13-year-old soccer players. *European Journal of Applied Physiology*, 110, 703–708.
- BLACKBURN, T.A., JR (1985) Rehabilitation of anterior cruciate ligament injuries. *The Orthopedic clinics of North America*, 16, 241–269.
- BLEAKLEY, C.M., McDONOUGH, S.M. & MACAULEY, D.C. (2008) Some conservative strategies are effective when added to controlled mobilisation with external support after acute ankle sprain: a systematic review. *The Australian journal of physiotherapy*, 54, 7–20.
- BOER, J., MUELLER, O., KRAUSS, I., HAUPT, G. & HORSTMANN, T. (2010) Zuverlässigkeitsprüfung eines Messverfahrens zur Charakterisierung des Standverhaltens und Quantifizierung des Balancevermögens auf einer instabilen Plattform (Posturomed). *Sportverletzung · Sportschaden*, 24, 40–45.
- BONNEL, F., TOULLEC, E., MABIT, C. & TOURNÉ, Y. (2010) Chronic ankle instability: Biomechanics and pathomechanics of ligaments injury and associated lesions. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, 96, 424–432.
- BORTZ, J. & DÖRING, N. (2006) Forschungsmethoden und Evaluation für Human- und Sozialwissenschaftler. Springer, Berlin, Heidelberg.
- BORUTA, P.M., BISHOP, J.O., BRALY, W.G. & TULLOS, H.S. (1990) Acute lateral ankle ligament injuries: a literature review. *Foot & ankle*, 11, 107–113.

- BOSS, A.P. & HINTERMANN, B. (2002) Anatomical Study of the Medial Ankle Ligament Complex. *Foot & Ankle International*, 23, 547–553.
- BOYCE, S.H., QUIGLEY, M.A. & CAMPBELL, S. (2005) Management of ankle sprains: a randomised controlled trial of the treatment of inversion injuries using an elastic support bandage or an Aircast ankle brace. *British Journal of Sports Medicine*, 39, 91–96.
- BREITENSEHER, M.J. (2007) Bandverletzungen des Sprunggelenks. *Der Radiologe*, 47, 216–223.
- BROOKS, S.C., POTTER, B.T. & RAINEY, J.B. (1981) Treatment for partial tears of the lateral ligament of the ankle: a prospective trial. *British Medical Journal (Clinical Research Ed.)*, 282, 606–607.
- BROSTRÖM, L. (1964) SPRAINED ANKLES. I. ANATOMIC LESIONS IN RECENT SPRAINS. *Acta chirurgica Scandinavica*, 128, 483–495.
- BROSTRÖM, L. (1966a) Sprained ankles. V. Treatment and prognosis in recent ligament ruptures. *Acta chirurgica Scandinavica*, 132, 537–550.
- BROSTRÖM, L. (1966b) Sprained ankles. VI. Surgical treatment of 'chronic' ligament ruptures. *Acta chirurgica Scandinavica*, 132, 551–565.
- BRÜGGEMANN, G.-P., WILLWACHER, S., F. PAGANI, C.H. & REMBITZKI, I.V. (2009) Präventive Wirksamkeit der Sprunggelenksorthese Malleo TriStep: Biomechanische Evaluation. *Orthopädie-Technik*, 12, 1–6.
- BRUNS, J. & REHDER, U. (1993) Bänderkinematik des oberen Sprunggelenkes. *Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie*, 131, 363–369.
- BRUNS, J., SCHERLITZ, J. & LUESSENHOP, S. (1996) The stabilizing effect of orthotic devices on plantar flexion/dorsal extension and horizontal rotation of the ankle joint. An experimental cadaveric investigation. *International journal of sports medicine*, 17, 614–618.
- BUCKWALTER, J.A. (1995) Activity vs. rest in the treatment of bone, soft tissue and joint injuries. *The Iowa orthopaedic journal*, 15, 29–42.
- BURKS, R.T. & MORGAN, J. (1994) Anatomy of the lateral ankle ligaments. *The American journal of sports medicine*, 22, 72–77.
- BUTLER, D., GROOD, E., NOYES, F.R. & ZERNICKE, R. (1978) Biomechanics of ligaments and tendons. *Exercise and sport science reviews*, 6, 125–181.
- CALLAGHAN, M.J. (1997) Role of ankle taping and bracing in the athlete. *British Journal of Sports Medicine*, 31, 102–108.
- CAMPBELL, D.G., MENZ, A. & ISAACS, J. (1994) Dynamic ankle ultrasonography. A new imaging technique for acute ankle ligament injuries. *The American journal of sports medicine*, 22, 855–858.
- CHAN, K.W., DING, B.C. & MROCZEK, K.J. (2011) Acute and chronic lateral ankle instability in the athlete. *Bulletin of the NYU Hospital for Joint Diseases*, 69, 17–26.
- CHORLEY, J.N. & HERGENROEDER, A.C. (1997) Management of ankle sprains. *Pediatric annals*, 26, 56–64.
- CHVAPIL, M. & KOOPMANN, C.F., JR (1984) Scar formation: physiology and pathological states. *Otolaryngologic clinics of North America*, 17, 265–272.
- CLANTON, T.O. & PORTER, D.A. (1997) Primary care of foot and ankle injuries in the athlete. *Clinics in sports medicine*, 16, 435–466.

- CLOSE, J.R. (1956) Some applications of the functional anatomy of the ankle joint. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 38-A, 761–781.
- COLVILLE, M.R., MARDER, R.A., BOYLE, J.J. & ZARINS, B. (1990) Strain measurement in lateral ankle ligaments. *The American Journal of Sports Medicine*, 18, 196–200.
- COLVILLE, M.R. (1998) Surgical treatment of the unstable ankle. *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 6, 368–377.
- CORAZZA, F., O'CONNOR, J.J., LEARDINI, A. & PARENTI CASTELLI, V. (2003) Ligament fibre recruitment and forces for the anterior drawer test at the human ankle joint. *Journal of Biomechanics*, 36, 363–372.
- CORAZZA, F., LEARDINI, A., O'CONNOR, J.J. & PARENTI CASTELLI, V. (2005) Mechanics of the anterior drawer test at the ankle: the effects of ligament viscoelasticity. *Journal of biomechanics*, 38, 2118–2123.
- CORNWALL, M.W. (1984) Biomechanics of noncontractile tissue. A review. *Physical therapy*, 64, 1869–1873.
- COX, J.S. (1985) Surgical and nonsurgical treatment of acute ankle sprains. *Clinical orthopaedics and related research*, 118–126.
- CROSS, K.M., WORRELL, T.W., LESLIE, J.E. & VAN VELD, K.R. (2002) The relationship between self-reported and clinical measures and the number of days to return to sport following acute lateral ankle sprains. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 32, 16–23.
- DANIEL, D.M., STONE, M.L., SACHS, R. & MALCOM, L. (1985) Instrumented measurement of anterior knee laxity in patients with acute anterior cruciate ligament disruption. *The American journal of sports medicine*, 13, 401–407.
- DEMERRIT, K.M., SHULTZ, S.J., DOCHERTY, C.L., GANSNEDER, B.M. & PERRIN, D.H. (2002) Chronic Ankle Instability Does Not Affect Lower Extremity Functional Performance. *Journal of Athletic Training*, 37, 507–511.
- DENEGAR, C.R., HERTEL, J. & FONSECA, J. (2002) The effect of lateral ankle sprain on dorsiflexion range of motion, posterior talar glide, and joint laxity. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 32, 166–173.
- DENEGAR, C.R. & MILLER, S.J., 3RD (2002) Can Chronic Ankle Instability Be Prevented? Rethinking Management of Lateral Ankle Sprains. *Journal of Athletic Training*, 37, 430–435.
- DIAMOND, J.E. (1989) Rehabilitation of ankle sprains. *Clinics in sports medicine*, 8, 877–891.
- DICKINSON, A. & BENNETT, K.M. (1985) Therapeutic exercise. *Clinics in sports medicine*, 4, 417–429.
- VAN DIJK, C.N., BOSSUYT, P.M. & MARTI, R.K. (1996) Medial ankle pain after lateral ligament rupture. *The Journal of bone and joint surgery. British volume*, 78, 562–567.
- DIZON, J.M.R. & REYES, J.J.B. (2010) A systematic review on the effectiveness of external ankle supports in the prevention of inversion ankle sprains among elite and recreational players. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 13, 309–317.
- DOCHERTY, C.L. & RYBAK-WEBB, K. (2009) Reliability of the anterior drawer and talar tilt tests using the LigMaster joint arthrometer. *Journal of sport rehabilitation*, 18, 389–397.

- DUBIN, J.C., COMEAU, D., MCCLELLAND, R.I., DUBIN, R.A. & FERREL, E. (2011) Lateral and syndesmotric ankle sprain injuries: a narrative literature review. *Journal of Chiropractic Medicine*, 10, 204–219.
- EECHAUTE, C., VAES, P. & DUQUET, W. (2008) Functional performance deficits in patients with CAI: validity of the multiple hop test. *Clinical Journal of Sport Medicine: Official Journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*, 18, 124–129.
- EKSTRAND, J. & TROPP, H. (1990) The incidence of ankle sprains in soccer. *Foot & ankle*, 11, 41–44.
- ENWEMEKA, C.S. (1989) Inflammation, cellularity, and fibrillogenesis in regenerating tendon: implications for tendon rehabilitation. *Physical therapy*, 69, 816–825.
- FALLER, A. & SCHÜNKE, M. (2004) *Der Körper des Menschen*, 14th edition. Georg Thieme Verlag, Stuttgart.
- FERRAN, N.A. & MAFFULLI, N. (2006) Epidemiology of sprains of the lateral ankle ligament complex. *Foot and Ankle Clinics*, 11, 659–662.
- FEUERBACH, J.W., GRABINER, M.D., KOH, T.J. & WEIKER, G.G. (1994) Effect of an ankle orthosis and ankle ligament anesthesia on ankle joint proprioception. *The American Journal of Sports Medicine*, 22, 223–229.
- FONG, D.T., CHAN, Y.-Y., MOK, K.-M., YUNG, P.S. & CHAN, K.-M. (2009a) Understanding acute ankle ligamentous sprain injury in sports. *Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation, Therapy, and Technology: SMARTT*, 1, 14.
- FONG, D.T.-P., HONG, Y., SHIMA, Y., KROSSHAUG, T., YUNG, P.S.-H. & CHAN, K.-M. (2009b) Biomechanics of Supination Ankle Sprain A Case Report of an Accidental Injury Event in the Laboratory. *The American Journal of Sports Medicine*, 37, 822–827.
- FORREST, L. (1983) Current concepts in soft connective tissue wound healing. *The British journal of surgery*, 70, 133–140.
- FRANK, C., AKESON, W.H., WOO, S.L., AMIEL, D. & COUTTS, R.D. (1984) Physiology and therapeutic value of passive joint motion. *Clinical orthopaedics and related research*, 113–125.
- FRANK, C., SHRIVE, N. & BRAY, R. (1992) Ligament Healing: A Review of Some Current Clinical and Experimental Concepts. *The Iowa Orthopaedic Journal*, 12, 21–28.
- FRANK, C.B. (2004) Ligament structure, physiology and function. *Journal of musculoskeletal & neuronal interactions*, 4, 199–201.
- FRANKEL, V. & NORDIN, M. (2012) Biomechanics of bone. In *Basic Biomechanics of the musculoskeletal system* pp. 24–59. Lippincott Williams & Wilkins, Baltimore.
- FROST, S.C. & AMENDOLA, A. (1999) Is stress radiography necessary in the diagnosis of acute or chronic ankle instability? *Clinical journal of sport medicine: official journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*, 9, 40–45.
- FUJII, T., LUO, Z.-P., KITAOKA, H.B. & AN, K.-N. (2000) The manual stress test may not be sufficient to differentiate ankle ligament injuries. *Clinical Biomechanics*, 15, 619–623.
- FULLER, E.A. (1999) Center of pressure and its theoretical relationship to foot pathology. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 89, 278–291.
- GARRETT, W.E., JR (1990) Muscle strain injuries: clinical and basic aspects. *Medicine and science in sports and exercise*, 22, 436–443.

- GARRICK, J.G. (1977) The frequency of injury, mechanism of injury, and epidemiology of ankle sprains*. *The American Journal of Sports Medicine*, 5, 241–242.
- GARRICK, J.G. & REQUA, R.K. (1988) The epidemiology of foot and ankle injuries in sports. *Clinics in sports medicine*, 7, 29–36.
- GEHRING, D., WISSLER, S., MORNIEUX, G. & GOLLHOFER, A. (2012) How to sprain your ankle – a biomechanical case report of an inversion trauma. *Journal of Biomechanics*.
- GERBER, J.P., WILLIAMS, G.N., SCOVILLE, C.R., ARCIERO, R.A. & TAYLOR, D.C. (1998) Persistent disability associated with ankle sprains: a prospective examination of an athletic population. *Foot & Ankle International / American Orthopaedic Foot and Ankle Society [and] Swiss Foot and Ankle Society*, 19, 653–660.
- GOLANÓ, P., VEGA, J., DE LEEUW, P.A.J., MALAGELADA, F., MANZANARES, M.C., GÖTZENS, V. & VAN DIJK, C.N. (2010) Anatomy of the ankle ligaments: a pictorial essay. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA*, 18, 557–569.
- GÖSELE-KOPPENBURG, A. & KANNENBERG, A. (2009) Orthotic and Training Programme for the Therapy of Ligament Injuries of the Ankle Joint. *Orthopädie-Technik*, 12, 828–834.
- GOTO, A., MORITOMO, H., ITOHARA, T., WATANABE, T. & SUGAMOTO, K. (2009) Three-dimensional in vivo kinematics of the subtalar joint during dorsi-plantarflexion and inversion-eversion. *Foot & ankle international / American Orthopaedic Foot and Ankle Society [and] Swiss Foot and Ankle Society*, 30, 432–438.
- GREEN, T., REFSHAUGE, K., CROSBIE, J. & ADAMS, R. (2001) A randomized controlled trial of a passive accessory joint mobilization on acute ankle inversion sprains. *Physical Therapy*, 81, 984.
- GREENE, T.A. & HILLMAN, S.K. (1990) Comparison of support provided by a semirigid orthosis and adhesive ankle taping before, during, and after exercise. *The American Journal of Sports Medicine*, 18, 498–506.
- GROSS, M.T., BALLARD, C.L., MEARS, H.G. & WATKINS, E.J. (1992) Comparison of Donjoy Ankle Ligament Protector and Aircast Sport-Stirrup Orthoses in Restricting Foot and Ankle Motion before and after Exercise. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 16, 60–67.
- GROSS, M.T., EVERTS, J.R., ROBERSON, S.E., ROSKIN, D.S. & YOUNG, K.D. (1994) Effect of Donjoy Ankle Ligament Protector and Aircast Sport-Stirrup orthoses on functional performance. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 19, 150–156.
- GROSS, M.T., CLEMENCE, L.M., COX, B.D., McMILLAN, H.P., MEADOWS, A.F., PILAND, C.S. & POWERS, W.S. (1997) Effect of ankle orthoses on functional performance for individuals with recurrent lateral ankle sprains. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 25, 245–252.
- GUSKIEWICZ, K.M. & PERRIN, D.H. (1996) Effect of orthotics on postural sway following inversion ankle sprain. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 23, 326–331.
- GUSKIEWICZ, K.M., RIEMANN, B.L. & ONATE, J.A. (1999) Comparison of 3 methods of external support for management of acute lateral ankle sprains. *Journal of athletic training*, 34, 5.

- GUTIERREZ, G.M., KAMINSKI, T.W. & DOUEX, A.T. (2009) Neuromuscular control and ankle instability. *PM & R: the journal of injury, function, and rehabilitation*, 1, 359–365.
- HAGINS, M. & PAPPAS, E. (2012) Biomechanics of the foot and ankle. In *Basic Biomechanics of the musculoskeletal system* pp. 224–253. Lippincott Williams & Wilkins, Baltimore.
- HALS, T.M., SITLER, M.R. & MATTACOLA, C.G. (2000) Effect of a semi-rigid ankle stabilizer on performance in persons with functional ankle instability. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 30, 552–556.
- HANDOLL, H.H., ROWE, B.H., QUINN, K.M. & DE BIE, R. (2001) Interventions for preventing ankle ligament injuries. *status and date: Edited (no change to conclusions), published in*.
- HARPER, M.C. (2001) Delayed reduction and stabilization of the tibiofibular syndesmosis. *Foot & ankle international. / American Orthopaedic Foot and Ankle Society [and] Swiss Foot and Ankle Society*, 22, 15–18.
- HARTSELL, H.D. (2000) The effects of external bracing on joint position sense awareness for chronically unstable ankle. *Journal of sport rehabilitation*, 9, 279–289.
- HAUSER, R.A. & DOLAN, E.E. (2011) Ligament injury and healing: an overview of current clinical concepts. *Journal of Prolotherapy*, 3, 836–846.
- HAYES, J.A., BLACK, N.A., JENKINSON, C., YOUNG, J.D., ROWAN, K.M., DALY, K. & RIDLEY, S. (2000) Outcome measures for adult critical care: a systematic review. *Health technology assessment (Winchester, England)*, 4, 1–111.
- HERTEL, J., DENEGAR, C.R., BUCKLEY, W.E., SHARKEY, N.A. & STOKES, W.L. (2001a) Effect of rearfoot orthotics on postural sway after lateral ankle sprain. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82, 1000–1003.
- HERTEL, J., BUCKLEY, W.E. & DENEGAR, C.R. (2001b) Serial Testing of Postural Control After Acute Lateral Ankle Sprain. *Journal of Athletic Training*, 36, 363–368.
- HERTEL, J. (2002) Functional Anatomy, Pathomechanics, and Pathophysiology of Lateral Ankle Instability. *Journal of Athletic Training*, 37, 364–375.
- HICKS, J.H. (1953) The mechanics of the foot. *Journal of Anatomy*, 87, 345–357.
- HINTERMANN, B. (1996) Biomechanik der Bänder des instabilen Sprunggelenks. *Sportverletzung - Sportschaden*, 10, 48–54.
- HINTERMANN, B., BOSS, A. & SCHÄFER, D. (2002) Arthroscopic findings in patients with chronic ankle instability. *The American journal of sports medicine*, 30, 402–409.
- HIRSCH, G. (1974) Tensile properties during tendon healing. A comparative study of intact and sutured rabbit peroneus brevis tendons. *Acta orthopaedica Scandinavica. Supplementum*, 153, 1–145.
- HOLLIS, J.M., BLASIER, R.D. & FLAHIFF, C.M. (1995a) Simulated Lateral Ankle Ligamentous Injury Change in Ankle Stability. *The American Journal of Sports Medicine*, 23, 672–677.
- HOUGLUM, P.A. (1992) Soft Tissue Healing and its Impact on Rehabilitation. *Journal of sport rehabilitation*, 1, 19–39.
- HUBBARD, T.J., KAMINSKI, T.W., VANDER GRIEND, R.A. & KOVALESKI, J.E. (2004) Quantitative Assessment of Mechanical Laxity in the Functionally Unstable Ankle. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 760–766.

- HUBBARD, T.J. & HICKS-LITTLE, C.A. (2008) Ankle ligament healing after an acute ankle sprain: an evidence-based approach. *Journal of athletic training*, 43, 523.
- HUDSON, Z. (2009) Rehabilitation and return to play after foot and ankle injuries in athletes. *Sports Medicine and Arthroscopy Review*, 17, 203–207.
- IVINS, D. (2006) Acute ankle sprain: an update. *American family physician*, 74, 1714–1720.
- JACK, E.A. (1950) Experimental rupture of the medial collateral ligament of the knee. *The Journal of bone and joint surgery. British volume*, 32-B, 396–402.
- JEROSCH, J., THORWESTEN, L., BORK, H. & BISCHOF, M. (1996) Is prophylactic bracing of the ankle cost effective? *Orthopedics*, 19, 405–414.
- JONES, M.H. & AMENDOLA, A.S. (2007) Acute treatment of inversion ankle sprains: immobilization versus functional treatment. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 455, 169–172.
- JUNG, H.-J., FISHER, M.B. & WOO, S.L. (2009) Role of biomechanics in the understanding of normal, injured, and healing ligaments and tendons. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*, 1, 9.
- KAIKKONEN, A., KANNUS, P. & JÄRVINEN, M. (1994) A performance test protocol and scoring scale for the evaluation of ankle injuries. *The American Journal of Sports Medicine*, 22, 462–469.
- KANNUS, P. & RENSTRÖM, P. (1991) Treatment for acute tears of the lateral ligaments of the ankle. Operation, cast, or early controlled mobilization. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 73, 305–312.
- KARLSSON, J., BERGSTEN, T., LANSINGER, O. & PETERSON, L. (1989) Surgical treatment of chronic lateral instability of the ankle joint. A new procedure. *The American journal of sports medicine*, 17, 268–273; discussion 273–274.
- KARLSSON, J. & LANSINGER, O. (1992) Lateral instability of the ankle joint. *Clinical orthopaedics and related research*, 253–261.
- KARLSSON, J., ERIKSSON, B.I. & SWÄRD, L. (1996) Early functional treatment for acute ligament injuries of the ankle joint. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 6, 341–345.
- KELLETT, J. (1986) Acute soft tissue injuries--a review of the literature. *Medicine and science in sports and exercise*, 18, 489–500.
- KEMLER, E., VAN DE PORT, I., BACKX, F. & VAN DIJK, C.N. (2011) A systematic review on the treatment of acute ankle sprain: brace versus other functional treatment types. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 41, 185–197.
- KENNEDY, J.C., HAWKINS, R.J., WILLIS, R.B. & DANYLCHUCK, K.D. (1976) Tension studies of human knee ligaments. Yield point, ultimate failure, and disruption of the cruciate and tibial collateral ligaments. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 58, 350–355.
- KERKHOFFS, G.M., BLANKEVOORT, L., VAN POLL, D., MARTI, R.K. & VAN DIJK, C.N. (2001) Anterior lateral ankle ligament damage and anterior talocrural-joint laxity: an overview of the in vitro reports in literature. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 16, 635–643.

- KERKHOFFS, G.M.M.J., BLANKEVOORT, L., SCHREURS, A.W., JASPERS, J.E.N. & VAN DIJK, C.N. (2002) An instrumented, dynamic test for anterior laxity of the ankle joint complex. *Journal of biomechanics*, 35, 1665–1670.
- KERKHOFFS, G.M.M.J., BLANKEVOORT, L., SIEREVELT, I.N., CORVELEIN, R., JANSSEN, G.H.W. & VAN DIJK, C.N. (2005a) Two ankle joint laxity testers: reliability and validity. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy: official journal of the ESSKA*, 13, 699–705.
- KERKHOFFS, G.M.M.J., BLANKEVOORT, L. & VAN DIJK, C.N. (2005b) A measurement device for anterior laxity of the ankle joint complex. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 20, 218–222.
- KERKHOFFS, G.M.M.J., STRUIJS, P.A.A., MARTI, R.K., ASSENDELFT, W.J.J., BLANKEVOORT, L. & VAN DIJK, C.N. (2007a) Different functional treatment strategies for acute lateral ankle ligament injuries in adults. *Cochrane Database of Systematic Reviews (Online)*, CD002938.
- KERKHOFFS, G., BLANKEVOORT, L., KINGMA, I. & VAN DIJK, N. (2007b) Three-dimensional bone kinematics in an anterior laxity test of the ankle joint. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy: official journal of the ESSKA*, 15, 817–824.
- KERKHOFFS, G.M.M.J., ROWE, B.H., ASSENDELFT, W.J.J., KELLY, K., STRUIJS, P.A.A. & VAN DIJK, C.N. (2009) Immobilisation and functional treatment for acute lateral ankle ligament injuries in adults. *Cochrane Database of Systematic Reviews (Online)*, CD003762.
- KERKHOFFS, G.M.M.J., HANDOLL, H.H., DE BIE, R., ROWE, B.H. & STRUIJS, P.A.A. (2010) Surgical versus conservative treatment for acute injuries of the lateral ligament complex of the ankle in adults (Review). *The Cochrane Collaboration*.
- KERKHOFFS, G.M., BEKEROM, M., VAN DEN, ELDERS, L.A.M., BEEK, P.A. VAN, HULLEGIE, W.A.M., BLOEMERS, G.M.F.M., ET AL. (2012) Diagnosis, treatment and prevention of ankle sprains: an evidence-based clinical guideline. *British Journal of Sports Medicine*.
- KIRBY, K.A. (1987) Methods for determination of positional variations in the subtalar joint axis. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 77, 228–234.
- KIRBY, K.A. (1989) Rotational equilibrium across the subtalar joint axis. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 79, 1–14.
- KIRK, T., SAHA, S. & BOWMAN, L.S. (2000) A new ankle laxity tester and its use in the measurement of the effectiveness of taping. *Medical engineering & physics*, 22, 723–731.
- KITAOKA, H.B., ALEXANDER, I.J., ADELAAR, R.S., NUNLEY, J.A., MYERSON, M.S. & SANDERS, M. (1994) Clinical rating systems for the ankle-hindfoot, midfoot, hallux, and lesser toes. *Foot & Ankle International / American Orthopaedic Foot and Ankle Society [and] Swiss Foot and Ankle Society*, 15, 349–353.
- KITSOULIS, P., MARINI, A., PSEFTINAKOU, A., ILIOU, K., GALANI, V. & PARASKEVAS, G. (2011) Morphological study of the calcaneofibular ligament in cadavers. *Folia morphologica*, 70, 180–184.
- KJAERGAARD-ANDERSEN, P., WETHELUND, J.O., HELMIG, P. & NIELSEN, S. (1987) Effect of the calcaneofibular ligament on hindfoot rotation in amputation specimens. *Acta orthopaedica Scandinavica*, 58, 135–138.

- KJAERGAARD-ANDERSEN, P., FRICH, L.H., MADSEN, F., HELMIG, P., SØGÅRD, P. & SØBJERG, J.O. (1991) Instability of the hindfoot after lesion of the lateral ankle ligaments: investigations of the anterior drawer and adduction maneuvers in autopsy specimens. *Clinical orthopaedics and related research*, 170–179.
- KLENERMAN, L. (1998) The management of sprained ankle. *The Journal of bone and joint surgery. British volume*, 80, 11–12.
- KONRADSEN, L., VOIGT, M. & HØJSGAARD, C. (1997) Ankle inversion injuries. The role of the dynamic defense mechanism. *The American journal of sports medicine*, 25, 54–58.
- KOVALESKI, J.E., GURCHIEK, L.R., HEITMAN, R.J., HOLLIS, J.M. & PEARSALL, A.W., 4TH (1999) Instrumented measurement of anteroposterior and inversion-eversion laxity of the normal ankle joint complex. *Foot & ankle international. / American Orthopaedic Foot and Ankle Society [and] Swiss Foot and Ankle Society*, 20, 808–814.
- KOVALESKI, J.E., HOLLIS, J., HEITMAN, R.J., GURCHIEK, L.R. & PEARSALL, A.W., 4TH (2002) Assessment of Ankle-Subtalar-Joint-Complex Laxity Using an Instrumented Ankle Arthrometer: An Experimental Cadaveric Investigation. *Journal of Athletic Training*, 37, 467–474.
- KRISTIANSLUND, E., BAHR, R. & KROSSHAUG, T. (2011) Kinematics and kinetics of an accidental lateral ankle sprain. *Journal of Biomechanics*, 44, 2576–2578.
- KUMAI, T., TAKAKURA, Y., RUFAL, A., MILZ, S. & BENJAMIN, M. (2002) The functional anatomy of the human anterior talofibular ligament in relation to ankle sprains. *Journal of Anatomy*, 200, 457–465.
- LÄHDE, S., PUTKONEN, M., PURANEN, J. & RAATIKAINEN, T. (1988) Examination of the sprained ankle: anterior drawer test or arthrography? *European journal of radiology*, 8, 255–257.
- LAMB, S.E., MARSH, J.L., HUTTON, J.L., NAKASH, R. & COOKE, M.W. (2009) Mechanical supports for acute, severe ankle sprain: a pragmatic, multicentre, randomised controlled trial. *Lancet*, 373, 575–581.
- LAPOINTE, S.J., SIEGLER, S., HILLSTROM, H., NOBILINI, R.R., MLODZIENSKI, A. & TECHNER, L. (1997) Changes in the flexibility characteristics of the ankle complex due to damage to the lateral collateral ligaments: an in vitro and in vivo study. *Journal of orthopaedic research: official publication of the Orthopaedic Research Society*, 15, 331–341.
- LARDENOYE, S., THEUNISSEN, E., CLEFFKEN, B., BRINK, P.R., BIE, R.A. DE & POEZE, M. (2012) The effect of taping versus semi-rigid bracing on patient outcome and satisfaction in ankle sprains: a prospective, randomized controlled trial. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 13, 81.
- LAUGE-HANSEN, N. (1949) Ligamentous ankle fractures; diagnosis and treatment. *Acta chirurgica Scandinavica*, 97, 544–550.
- LEARDINI, A., O'CONNOR, J.J., CATANI, F. & GIANNINI, S. (1999) Kinematics of the human ankle complex in passive flexion; a single degree of freedom system. *Journal of Biomechanics*, 32, 111–118.
- LEARDINI, A., STAGNI, R. & O'CONNOR, J.J. (2001) Mobility of the subtalar joint in the intact ankle complex. *Journal of Biomechanics*, 34, 805–809.

- LEPHART, S.M., PINCIVERO, D.M., GIRALDO, J.L. & FU, F.H. (1997) The role of proprioception in the management and rehabilitation of athletic injuries. *The American journal of sports medicine*, 25, 130–137.
- LEUMANN, A., FRIGG, A. & VALDERRABANO, V. (2009) Ligamentäre Instabilität am oberen Sprunggelenk. In *Fuß & Sprunggelenk und Sport* pp. 153–164.
- LIS, A., DE CASTRO, C. & NORDIN, M. (2012) Biomechanics of tendons and ligaments. In *Basic Biomechanics of the musculoskeletal system* pp. 102–127. Lippincott Williams & Wilkins, Baltimore.
- LIU, W., SIEGLER, S. & TECHNER, L. (2001) Quantitative measurement of ankle passive flexibility using an arthrometer on sprained ankles. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 16, 237–244.
- LOHRER, H., ALT, W., GOLLHOFER, A. & RAPPE, B. (2000) Verletzungen am lateralen Kapselbandapparat des Sprunggelenks - eine Übersicht. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 51, 196–203.
- LÓPEZ-RODRÍGUEZ, S., FERNÁNDEZ DE-LAS-PEÑAS, C., ALBURQUERQUE-SENDÍN, F., RODRÍGUEZ-BLANCO, C. & PALOMEQUE-DEL-CERRO, L. (2007) Immediate effects of manipulation of the talocrural joint on stabilometry and baropodometry in patients with ankle sprain. *Journal of manipulative and physiological therapeutics*, 30, 186–192.
- LU, T.W. & O'CONNOR, J.J. (1996) Fibre recruitment and shape changes of knee ligaments during motion: as revealed by a computer graphics-based model. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of engineering in medicine*, 210, 71–79.
- LUNDBERG, A. (1989) Kinematics of the ankle and foot. In vivo roentgen stereophotogrammetry. *Acta orthopaedica Scandinavica. Supplementum*, 233, 1–24.
- LUO, Z.P., KITAOKA, H.B., HSU, H.C., KURA, H. & AN, K.N. (1997) Physiological elongation of ligamentous complex surrounding the hindfoot joints: in vitro biomechanical study. *Foot & ankle international / American Orthopaedic Foot and Ankle Society [and] Swiss Foot and Ankle Society*, 18, 277–283.
- LYNCH, S.A. & RENSTRÖM, P.A. (1999) Treatment of acute lateral ankle ligament rupture in the athlete. Conservative versus surgical treatment. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 27, 61–71.
- MACPHERSON, K., SITLER, M., KIMURA, I. & HORODYSKI, M. (1995) Effects of a semirigid and softshell prophylactic ankle stabilizer on selected performance tests among high school football players. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 21, 147–152.
- MALLIAROPOULOS, N., NTESSALEN, M., PAPACOSTAS, E., LONGO, U.G. & MAFFULLI, N. (2009) Reinjury after acute lateral ankle sprains in elite track and field athletes. *The American journal of sports medicine*, 37, 1755–1761.
- MALONE, A., MELDRUM, D., GLEESON, J. & BOLGER, C. (2011) Reliability of surface electromyography timing parameters in gait in cervical spondylotic myelopathy. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21, 1004–1010.

- MANN, G., NYSKA, M., CONSTANTINI, N., MATAN, Y., RENSTRÖM, P. & LYNCH, S.A. (2002) Mechanics of injury, clinical presentation, and staging. In *The unstable ankle* pp. 54–61. Human Kinetics, Leeds.
- MANTER, J.T. (1941) Movements of the subtalar and transverse tarsal joints. *The Anatomical Record*, 80, 397–410.
- MARTIN, R.L. & MCPHIL, T.G. (2005) Reliability of ankle goniometric measurements: a literature review. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 95, 564–572.
- MARTIN, R.L. (2011) The Ankle and Foot Complex. In *Joint structure and function*. F.A. Davis Company, Philadelphia.
- MATTACOLA, C.G. & DWYER, M.K. (2002) Rehabilitation of the Ankle After Acute Sprain or Chronic Instability. *Journal of Athletic Training*, 37, 413–429.
- McKAY, G.D., GOLDIE, P.A., PAYNE, W.R. & OAKES, B.W. (2001) Ankle injuries in basketball: injury rate and risk factors. *British journal of sports medicine*, 35, 103–108.
- McKEON, P.O. & HERTEL, J. (2008a) Systematic review of postural control and lateral ankle instability, part I: can deficits be detected with instrumented testing. *Journal of Athletic Training*, 43, 293–304.
- McKEON, P.O. & HERTEL, J. (2008b) Systematic Review of Postural Control and Lateral Ankle Instability, Part II: Is Balance Training Clinically Effective. *Journal of Athletic Training*, 43, 305–315.
- MERIAN, M., GLISSON, R.R. & NUNLEY, J.A. (2011) J. Leonard Goldner Award 2010. Ligament balancing for total ankle arthroplasty: an in vitro evaluation of the elongation of the hind- and midfoot ligaments. *Foot & ankle international / American Orthopaedic Foot and Ankle Society [and] Swiss Foot and Ankle Society*, 32, S457–472.
- MILLER, C.A. & BOSCO, J.A., 3RD (2001) Lateral ankle and subtalar instability. *Bulletin (Hospital for Joint Diseases (New York, N.Y.))*, 60, 143–149.
- MILNER, C.E. & SOAMES, R.W. (1998) Anatomy of the collateral ligaments of the human ankle joint. *Foot & ankle international / American Orthopaedic Foot and Ankle Society [and] Swiss Foot and Ankle Society*, 19, 757–760.
- MITCHELL, A., DYSON, R., HALE, T. & ABRAHAM, C. (2008a) Biomechanics of ankle instability. Part 1: Reaction time to simulated ankle sprain. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 40, 1515–1521.
- MITCHELL, A., DYSON, R., HALE, T. & ABRAHAM, C. (2008b) Biomechanics of ankle instability. Part 2: Postural sway-reaction time relationship. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 40, 1522–1528.
- MKANDAWIRE, C., LEDOUX, W.R., SANGEORZAN, B.J. & CHING, R.P. (2005) Foot and ankle ligament morphometry. *Journal of rehabilitation research and development*, 42, 809–820.
- MOK, K.-M., FONG, D.T.-P., KROSSHAUG, T., ENGBRETSSEN, L., HUNG, A.S.-L., YUNG, P.S.-H. & CHAN, K.-M. (2011) Kinematics Analysis of Ankle Inversion Ligamentous Sprain Injuries in Sports 2 Cases During the 2008 Beijing Olympics. *The American Journal of Sports Medicine*, 39, 1548–1552.
- MOSELEY, A.M., CROSBIE, J. & ADAMS, R. (2001) Normative data for passive ankle plantarflexion–dorsiflexion flexibility. *Clinical Biomechanics*, 16, 514–521.

- MÜLLER, C.C. & HINTERMANN, B. (1996) [Effectiveness of outer stability aids on rotational stability of the ankle joints]. *Sportverletzung Sportschaden: Organ der Gesellschaft für Orthopädisch-Traumatologische Sportmedizin*, 10, 84–87.
- MÜLLER-GERBL, M. (2001) Anatomie und Biomechanik des oberen Sprunggelenks. *Der Orthopäde*, 30, 3–11.
- NIGG, B.M., SKARVAN, G., FRANK, C.B. & YEADON, M.R. (1990) Elongation and forces of ankle ligaments in a physiological range of motion. *Foot & ankle*, 11, 30–40.
- NOH, J.H., YANG, B.G., YI, S.R., LEE, S.H. & SONG, C.H. (2010) Outcome of the functional treatment of first-time ankle inversion injury. *Journal of Orthopaedic Science: Official Journal of the Japanese Orthopaedic Association*, 15, 524–530.
- NOYES, F.R., DELUCAS, J.L. & TORVIK, P.J. (1974) Biomechanics of anterior cruciate ligament failure: an analysis of strain-rate sensitivity and mechanisms of failure in primates. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 56, 236–253.
- NOYES, F.R. (1977) Functional properties of knee ligaments and alterations induced by immobilization: a correlative biomechanical and histological study in primates. *Clinical orthopaedics and related research*, 210–242.
- NYSKA, M., AMIR, H., PORATH, A. & DEKEL, S. (1992) Radiological assessment of a modified anterior drawer test of the ankle. *Foot & ankle*, 13, 400–403.
- O'CONNOR, G. & MARTIN, A.J. (2011) Acute ankle sprain: is there a best support? *European Journal of Emergency Medicine: Official Journal of the European Society for Emergency Medicine*, 18, 225–230.
- OGILVIE-HARRIS, D.J. & GILBART, M. (1995) Treatment modalities for soft tissue injuries of the ankle: a critical review. *Clinical journal of sport medicine: official journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*, 5, 175–186.
- OLSEN, O.-E., MYKLEBUST, G., ENGBRETSSEN, L. & BAHR, R. (2004) Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball: a systematic video analysis. *The American journal of sports medicine*, 32, 1002–1012.
- OMORI, G., KAWAKAMI, K., SAKAMOTO, M., HARA, T. & KOGA, Y. (2004) The effect of an ankle brace on the 3-dimensional kinematics and tibio-talar contact condition for lateral ankle sprains. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA*, 12, 457–462.
- VAN OS, A.G., BIERMA-ZEINSTRAS, S.M.A., VERHAGEN, A.P., DE BIE, R.A., LUIJSTERBURG, P.A.J. & KOES, B.W. (2005) Comparison of conventional treatment and supervised rehabilitation for treatment of acute lateral ankle sprains: a systematic review of the literature. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 35, 95–105.
- OSBORNE, M.D. & RIZZO, T.D., JR (2003) Prevention and treatment of ankle sprain in athletes. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 33, 1145–1150.
- OZEKI, S., YASUDA, K., KANEDA, K., YAMAKOSHI, K. & YAMANOI, T. (2002) Simultaneous strain measurement with determination of a zero strain reference for the medial and lateral ligaments of the ankle. *Foot & ankle international / American Orthopaedic Foot and Ankle Society [and] Swiss Foot and Ankle Society*, 23, 825–832.

- PANKOVICH, A.M. & SHIVARAM, M.S. (1979) Anatomical basis of variability in injuries of the medial malleolus and the deltoid ligament. I. Anatomical studies. *Acta orthopaedica Scandinavica*, 50, 217–223.
- PAOLONI, J.A., MILNE, C., ORCHARD, J. & HAMILTON, B. (2009) Non-steroidal anti-inflammatory drugs in sports medicine: guidelines for practical but sensible use. *British journal of sports medicine*, 43, 863–865.
- PEETRONIS, P., CRETEUR, V. & BACQ, C. (2004) Sonography of ankle ligaments. *Journal of clinical ultrasound: JCU*, 32, 491–499.
- PETERS, J.W., TREVINO, S.G. & RENSTROM, P.A. (1991) Chronic lateral ankle instability. *Foot & ankle*, 12, 182–191.
- PIENKOWSKI, D., MCMORROW, M., SHAPIRO, R., CABORN, D.N. & STAYTON, J. (1995) The effect of ankle stabilizers on athletic performance. A randomized prospective study. *The American journal of sports medicine*, 23, 757–762.
- PIHLAJAMÄKI, H., HIETANIEMI, K., PAAVOLA, M., VISURI, T. & MATTILA, V.M. (2010) Surgical Versus Functional Treatment for Acute Ruptures of the Lateral Ligament Complex of the Ankle in Young Men A Randomized Controlled Trial. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 92, 2367–2374.
- PIJNENBURG, A.C., VAN DIJK, C.N., BOSSUYT, P.M. & MARTI, R.K. (2000) Treatment of ruptures of the lateral ankle ligaments: a meta-analysis. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 82, 761–773.
- PIJNENBURG, A.C.M., BOGAARD, K., KRIPS, R., MARTI, R.K., BOSSUYT, P.M.M. & VAN DIJK, C.N. (2003) Operative and functional treatment of rupture of the lateral ligament of the ankle. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 85, 525–530.
- POLLARD, H., SIM, P. & MCHARDY, A. (2002) LATERAL ANKLE INJURY. *Australasian Chiropractic & Osteopathy*, 10, 21–30.
- POLZER, H., KANZ, K.G., PRALL, W.C., HAASTERS, F., OCKERT, B., MUTSCHLER, W. & GROTE, S. (2012) Diagnosis and treatment of acute ankle injuries: development of an evidence-based algorithm. *Orthopedic Reviews*, 4.
- PRETTERKLIEBER, M.L. (1999) Anatomie und Kinematik der Sprunggelenke des Menschen. *Der Radiologe*, 39, 1–7.
- PROCTER, P. & PAUL, J.P. (1982) Ankle joint biomechanics. *Journal of biomechanics*, 15, 627–634.
- PUTZ, R. & MÜLLER-GERBL, M. (1991) Funktionelle Anatomie des Fußes. *Der Orthopäde*, 20, 2–10.
- RAMMELT, S., GRASS, R., BIEWENER, A. & ZWIPP, H. (2003) Bandverletzungen am oberen Sprunggelenk. *Trauma und Berufskrankheit*, 5, 170–178.
- RAMMELT, S., SCHNEIDERS, W., GRASS, R., REIN, S. & ZWIPP, H. (2011) [Ligamentous injuries to the ankle joint]. *Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie*, 149, e45–67.
- RASMUSSEN, O. & TOVBORG-JENSEN, I. (1982) Mobility of the ankle joint: recording of rotatory movements in the talocrural joint in vitro with and without the lateral collateral ligaments of the ankle. *Acta orthopaedica Scandinavica*, 53, 155–160.
- RASMUSSEN, O. (1985) Stability of the ankle joint. Analysis of the function and traumatology of the ankle ligaments. *Acta orthopaedica Scandinavica. Supplementum*, 211, 1–75.

- RAVARY, B., POURCELOT, P., BORTOLUSSI, C., KONIECZKA, S. & CREVIER-DENOIX, N. (2004) Strain and force transducers used in human and veterinary tendon and ligament biomechanical studies. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 19, 433–447.
- RAY, R.G., CHRISTENSEN, J.C. & GUSMAN, D.N. (1997) Critical evaluation of anterior drawer measurement methods in the ankle. *Clinical orthopaedics and related research*, 215–224.
- RENSTROM, P., WERTZ, M., INCAVO, S., POPE, M., OSTGAARD, H.C., ARMS, S. & HAUGH, L. (1988) Strain in the lateral ligaments of the ankle. *Foot & ankle*, 9, 59–63.
- RICHTER, M., ZECH, S., GEERLING, J., FRINK, M., KNOBLOCH, K. & KRETTEK, C. (2006) A new foot and ankle outcome score: Questionnaire based, subjective, Visual-Analogue-Scale, validated and computerized. *Foot and Ankle Surgery*, 12, 191–199.
- VAN RIJN, R.M., VAN OS, A.G., BERNSEN, R.M.D., LUIJSTERBURG, P.A., KOES, B.W. & BIERMA-ZEINSTRAS, S.M.A. (2008) What is the clinical course of acute ankle sprains? A systematic literature review. *The American Journal of Medicine*, 121, 324–331.e6.
- VAN RIJN, R.M., VAN HEEST, J.A.C., VAN DER WEES, P., KOES, B.W. & BIERMA-ZEINSTRAS, S.M.A. (2009) Some benefit from physiotherapy intervention in the subgroup of patients with severe ankle sprain as determined by the ankle function score: a randomised trial. *The Australian Journal of Physiotherapy*, 55, 107–113.
- VAN RIJN, R.M., VAN OCHTEN, J., LUIJSTERBURG, P.A.J., VAN MIDDELKOOP, M., KOES, B.W. & BIERMA-ZEINSTRAS, S.M.A. (2010) Effectiveness of additional supervised exercises compared with conventional treatment alone in patients with acute lateral ankle sprains: systematic review. *BMJ (Clinical Research Ed.)*, 341, c5688.
- ROCKAR, P.A., JR (1995) The subtalar joint: anatomy and joint motion. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 21, 361–372.
- ROETENBERG, D., BUURKE, J., VELTINK, P., FORNER CORDERO, A. & HERMENS, H. (2003) Surface electromyography analysis for variable gait. *Gait & Posture*, 18, 109–117.
- ROSENBAUM, D. & BECKER, H.P. (1999) [Ankle orthotic devices. Review, areas of application and scientific results]. *Der Orthopäde*, 28, 559–564.
- ROSS, S.E. & GUSKIEWICZ, K.M. (2004) Examination of static and dynamic postural stability in individuals with functionally stable and unstable ankles. *Clinical Journal of Sport Medicine: Official Journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*, 14, 332–338.
- SAFRAN, M.R., BENEDETTI, R.S., BARTOLOZZI, A.R., 3RD & MANDELBAUM, B.R. (1999a) Lateral ankle sprains: a comprehensive review: part 1: etiology, pathoanatomy, histopathogenesis, and diagnosis. *Medicine and science in sports and exercise*, 31, S429–437.
- SAFRAN, M.R., ZACHAZEWSKI, J.E., BENEDETTI, R.S., BARTOLOZZI, A.R., 3RD & MANDELBAUM, B.R. (1999b) Lateral ankle sprains: a comprehensive review part 2: treatment and rehabilitation with an emphasis on the athlete. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 31, S438–447.
- SANKEY, R.A., BROOKS, J.H.M., KEMP, S.P.T. & HADDAD, F.S. (2008) The epidemiology of ankle injuries in professional rugby union players. *The American journal of sports medicine*, 36, 2415–2424.

- SARRAFIAN, S.K. (1993) Biomechanics of the subtalar joint complex. *Clinical orthopaedics and related research*, 17–26.
- SCHNARKOWSKI, P., GLÜCKER, T.M., FRIEDRICH, J.M. & RÜBENACKER, S. (1992) [Sonographic findings in lateral ligament lesions of the upper ankle joint following conservative and operative therapy]. *RöFo: Fortschritte auf dem Gebiete der Röntgenstrahlen und der Nuklearmedizin*, 157, 561–565.
- SCHÜNKE, M., SCHULTE, E. & SCHUMACHER, U. (2007) PROMETHEUS Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem. Georg Thieme Verlag, Stuttgart.
- SEAH, R. & MANI-BABU, S. (2011) Managing ankle sprains in primary care: what is best practice? A systematic review of the last 10 years of evidence. *British Medical Bulletin*, 97, 105–135.
- SELIGSON, D., GASSMAN, J. & POPE, M. (1980) Ankle instability: evaluation of the lateral ligaments. *The American journal of sports medicine*, 8, 39–42.
- SHAH, J.S., JAYSON, M.I. & HAMPSON, W.G. (1977) Low tension studies of collagen fibres from ligaments of the human spine. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 36, 139–145.
- SHAPIRO, M.S., KABO, J.M., MITCHELL, P.W., LOREN, G. & TSENER, M. (1994) Ankle sprain prophylaxis: an analysis of the stabilizing effects of braces and tape. *The American journal of sports medicine*, 22, 78–82.
- SHRIVE, N., CHIMICH, D., MARCHUK, L., WILSON, J., BRANT, R. & FRANK, C. (1995) Soft-tissue 'flaws' are associated with the material properties of the healing rabbit medial collateral ligament. *Journal of orthopaedic research: official publication of the Orthopaedic Research Society*, 13, 923–929.
- SIEGLER, S., BLOCK, J. & SCHNECK, C.D. (1988) The mechanical characteristics of the collateral ligaments of the human ankle joint. *Foot & ankle*, 8, 234–242.
- SIEGLER, S., LAPOINTE, S., NOBILINI, R. & BERMAN, A.T. (1996) A six-degrees-of-freedom instrumented linkage for measuring the flexibility characteristics of the ankle joint complex. *Journal of biomechanics*, 29, 943–947.
- SINKJAER, T., TOFT, E., ANDREASSEN, S. & HORNEMANN, B.C. (1988) Muscle stiffness in human ankle dorsiflexors: intrinsic and reflex components. *Journal of neurophysiology*, 60, 1110–1121.
- SITLER, M., RYAN, J., WHEELER, B., MCBRIDE, J., ARCIERO, R., ANDERSON, J. & HORODYSKI, M. (1994) The efficacy of a semirigid ankle stabilizer to reduce acute ankle injuries in basketball. A randomized clinical study at West Point. *The American journal of sports medicine*, 22, 454–461.
- SMITH, R.W. & REISCHL, S.F. (1986) Treatment of ankle sprains in young athletes. *The American journal of sports medicine*, 14, 465–471.
- SOLNIK, S., RIDER, P., STEINWEG, K., DEVITA, P. & HORTOBÁGYI, T. (2010) Teager–Kaiser energy operator signal conditioning improves EMG onset detection. *European Journal of Applied Physiology*, 110, 489–498.
- SPAHN, G. (2004) The ankle meter: an instrument for evaluation of anterior talar drawer in ankle sprain. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy: official journal of the ESSKA*, 12, 338–342.
- STAGNI, R., LEARDINI, A. & ENSINI, A. (2004) Ligament fibre recruitment at the human ankle joint complex in passive flexion. *Journal of Biomechanics*, 37, 1823–1829.

- STEPHENS, M.M. & SAMMARCO, G.J. (1992) The stabilizing role of the lateral ligament complex around the ankle and subtalar joints. *Foot & ankle*, 13, 130–136.
- STIELL, I.G., GREENBERG, G.H., MCKNIGHT, R.D., NAIR, R.C., MCDOWELL, I., REARDON, M., ET AL. (1993) Decision rules for the use of radiography in acute ankle injuries. Refinement and prospective validation. *JAMA: the journal of the American Medical Association*, 269, 1127–1132.
- STIELL, I.G., MCKNIGHT, R.D., GREENBERG, G.H., MCDOWELL, I., NAIR, R.C., WELLS, G.A., ET AL. (1994) Implementation of the Ottawa ankle rules. *JAMA: the journal of the American Medical Association*, 271, 827–832.
- STIELL, I., WELLS, G., LAUPACIS, A., BRISON, R., VERBEEK, R., VANDEMHEEN, K. & NAYLOR, C.D. (1995) Multicentre trial to introduce the Ottawa ankle rules for use of radiography in acute ankle injuries. Multicentre Ankle Rule Study Group. *BMJ (Clinical research ed.)*, 311, 594–597.
- STORMONT, D.M., MORREY, B.F., AN, K.N. & CASS, J.R. (1985) Stability of the loaded ankle. Relation between articular restraint and primary and secondary static restraints. *The American journal of sports medicine*, 13, 295–300.
- STROMBERG, D.D. & WIEDERHIELM, C.A. (1969) Viscoelastic description of a collagenous tissue in simple elongation. *Journal of Applied Physiology*, 26, 857–862.
- SUHR, A., MÜCKLEY, T., HOFMANN, G. & SPAHN, G. (2012) Therapie der fibulotalaren Bandverletzung: Ein-Jahres-Ergebnisse nach primär konservativer Behandlung. *Sportverletzung · Sportschaden*, 26, 39–44.
- SURVE, I., SCHWELLNUS, M.P., NOAKES, T. & LOMBARD, C. (1994) A fivefold reduction in the incidence of recurrent ankle sprains in soccer players using the Sport-Stirrup orthosis. *The American journal of sports medicine*, 22, 601–606.
- TAKAO, M., MIYAMOTO, W., MATSUI, K., SASAHARA, J. & MATSUSHITA, T. (2012) Functional Treatment After Surgical Repair for Acute Lateral Ligament Disruption of the Ankle in Athletes. *The American Journal of Sports Medicine*, 40, 447–451.
- TASER, F., SHAFIQ, Q. & EBRAHEIM, N.A. (2006) Anatomy of lateral ankle ligaments and their relationship to bony landmarks. *Surgical and radiologic anatomy: SRA*, 28, 391–397.
- THORWESTEN, L. (2000) Der Einfluss von Bandagen und Orthesen auf sensomotorische Defizite am oberen Sprunggelenk. *Orthopädie-Technik*, 6, 552–553.
- TOHYAMA, H., BEYNNON, B.D., RENSTRÖM, P.A., THEIS, M.J., FLEMING, B.C. & POPE, M.H. (1995) Biomechanical analysis of the ankle anterior drawer test for anterior talofibular ligament injuries. *Journal of Orthopaedic Research*, 13, 609–614.
- TREVINO, S.G., DAVIS, P. & HECHT, P.J. (1994) Management of acute and chronic lateral ligament injuries of the ankle. *The Orthopedic clinics of North America*, 25, 1–16.
- VALDERRABANO, V., WIEWIORSKI, M. & HORISBERGER, M. (2009) Spezielle Anatomie und Biomechanik. In *Fuß & Sprunggelenk und Sport* pp. 1–17. Deutscher Ärzte-Verlag, Köln.
- VERBRUGGE, J.D. (1996) The effects of semirigid Air-Stirrup bracing vs. adhesive ankle taping on motor performance. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 23, 320–325.

- VERHAGEN, R.A., DE KEIZER, G. & VAN DIJK, C.N. (1995) Long-term follow-up of inversion trauma of the ankle. *Archives of orthopaedic and trauma surgery*, 114, 92–96.
- VITALE, T.D. & FALLAT, L.M. (1988) Lateral ankle sprains: evaluation and treatment. *The Journal of foot surgery*, 27, 248–258.
- DE VRIES, J.S., KERKHOFFS, G.M.M.J., BLANKEVOORT, L. & VAN DIJK, C.N. (2010) Clinical evaluation of a dynamic test for lateral ankle ligament laxity. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy: official journal of the ESSKA*, 18, 628–633.
- WEXLER, R.K. (1998) The injured ankle. *American family physician*, 57, 474–480.
- WIERSMA, P.H. & GRIFFIOEN, F.M.M. (1992) Variations of three lateral ligaments of the ankle. A descriptive anatomical study. *The Foot*, 2, 218–224.
- WIKSTROM, E.A., NAIK, S., LODHA, N. & CAURAUGH, J.H. (2009a) Balance capabilities after lateral ankle trauma and intervention: a meta-analysis. *Medicine and science in sports and exercise*, 41, 1287–1295.
- WILEY, J.P. & NIGG, B.M. (1996) The effect of an ankle orthosis on ankle range of motion and performance. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 23, 362–369.
- WITJES, S., GRESNIGT, F., BEKEROM, M.P. VAN DEN, OLSMAN, J.G. & DIJK, N.C. VAN (2012) The ANKLE TRIAL (ANKLE treatment after injuries of the ankle ligaments): what is the benefit of external support devices in the functional treatment of acute ankle sprain? : a randomised controlled trial. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 13, 21.
- WOLFE, M.W., UHL, T.L., MATTACOLA, C.G. & MCCLUSKEY, L.C. (2001) Management of ankle sprains. *American family physician*, 63, 93–104.
- WOO, S.L., MATTHEWS, J.V., AKESON, W.H., AMIEL, D. & CONVERY, F.R. (1975) Connective tissue response to immobility. Correlative study of biomechanical and biochemical measurements of normal and immobilized rabbit knees. *Arthritis and rheumatism*, 18, 257–264.
- WOO, S.L., GOMEZ, M.A., SITES, T.J., NEWTON, P.O., ORLANDO, C.A. & AKESON, W.H. (1987) The biomechanical and morphological changes in the medial collateral ligament of the rabbit after immobilization and remobilization. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 69, 1200–1211.
- WOO, S.L.-Y., ABRAMOWITZ, S.D., KILGER, R. & LIANG, R. (2006) Biomechanics of knee ligaments: injury, healing, and repair. *Journal of biomechanics*, 39, 1–20.
- WRIGHT, I.C., NEPTUNE, R.R., VAN DEN BOGERT, A.J. & NIGG, B.M. (2000) The influence of foot positioning on ankle sprains. *Journal of Biomechanics*, 33, 513–519.
- ZILTENER, J.-L., LEAL, S. & FOURNIER, P.-E. (2010) Non-steroidal anti-inflammatory drugs for athletes: an update. *Annals of physical and rehabilitation medicine*, 53, 278–282, 282–288.
- ZÖCH, C., FIALKA-MOSER, V. & QUITTAN, M. (2003) Rehabilitation of ligamentous ankle injuries: a review of recent studies. *British Journal of Sports Medicine*, 37, 291–295.
- ZWIPP, H., HOFFMANN, R., THERMANN, H. & WIPPERMANN, B.W. (1991) Rupture of the ankle ligaments. *International orthopaedics*, 15, 245–249.
- ZWIPP, H., DAHLEN, C., GRASS, R. & RAMMELT, S. (2000) Fibulare Bandruptur. *Trauma und Berufskrankheit*, 2, S169–S172.

Lebenslauf

Caroline Böhle wurde am 06. September 1984 in Ludwigsburg geboren. Nach dem Abitur 2004 begann sie mit dem Bachelor of Arts – Studium in Sportwissenschaft – bewegungsbezogene Gesundheitsförderung und Sporttherapie an der Albert-Ludwigs-Universität Freiburg i. Br. mit Abschluss im Jahr 2007. Das anschließende Master of Arts – Studium in Bewegung und Sport im Alter an der Deutschen Sporthochschule Köln beendete sie im Jahr 2009. Im Dezember 2009 begann sie als Promotionsstudentin und wissenschaftliche Hilfskraft am Institut für Biomechanik und Orthopädie der Deutschen Sporthochschule Köln unter der Leitung von Prof. Dr. Gert-Peter Brüggemann. Zu den Hauptaufgaben gehörten hierbei die Planung, Durchführung, Auswertung und Evaluation von Studien in der klinischen Biomechanik und insbesondere im Bereich Orthetik. Im Januar 2014 begann Caroline Böhle als Managerin Medical & Regulatory Affairs im Bereich Orthesen/Bandagen bei der Lohmann & Rauscher GmbH & Co. KG.