

# Effekte der Gelenkstabilisierung auf die sensomotorischen Kontrollfunktionen und die Laufbiomechanik bei Sportlern mit und ohne Sprunggelenksinstabilität

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades

doctor philosophiae (Dr. phil.)

vorgelegt dem Rat der Fakultät für Sozial- und Verhaltenswissenschaft

der Friedrich-Schiller-Universität Jena

von M.A. Andreas Stotz

geboren am 02.08.1991 in Grushowjy

## **Gutachter**

1. Univ.-Prof. Dr. Astrid Zech
2. PD Dr. Christian Puta
3. Univ.-Prof. Dr. Stefan Schweinberger

Tag der mündlichen Prüfung: 13.12.2023

## **Danksagung**

In erster Linie möchte ich den größtmöglichen Dank meiner Betreuerin und Mentorin Frau Prof. Dr. Astrid Zech aussprechen. Sie hat mir ermöglicht, an der Forschung des Lehrstuhls für Bewegungs- und Trainingswissenschaft mitzuwirken und ohne ihre fachliche und moralische Unterstützung wäre die Planung, Umsetzung und Fertigstellung dieser Dissertation nicht möglich gewesen. Ein großer Dank richtet sich ebenfalls an Dr. Daniel Hamacher, der zunächst als Bürokollege und später als statistischer Berater des Instituts für Sportwissenschaft bei der Datenauswertung vieler Projekte geholfen hat. Bei meinen anderen Kolleg\*innen Prof. Dr. Anna Lina Rahlf, Cornelius John, Christoph Kniewasser und Dr. Joel Mason, die stets hilfsbereit waren und immer für einen fachlichen Austausch offenstanden, möchte ich mich ebenfalls bedanken. Weiterhin danke ich Prof. Dr. Dr. Karsten Hollander von der Medical School Hamburg, der als Koautor seit meiner Masterarbeit bei zahlreichen Projekten mitgearbeitet hat und viele medizinische Inhalte zu den Publikationen beigetragen hat. Ich danke zudem PD Dr. Christian Puta für die Übernahme der Rolle des Zweitgutachters. Seine Expertise als Leiter des nicht-klinischen Bereichs am Lehrstuhl für Sportmedizin und Gesundheitsförderung stellt für die vorliegende Dissertation einen großen fachlichen Gewinn dar. Außerdem danke ich Anne Dießel, die als Sekretärin des Lehrstuhls mit ihrem organisatorischen Geschick für einen reibungslosen Ablauf am Lehrstuhl gesorgt hat.

## Zusammenfassung

Die Teilnahme an sportlicher Aktivität geht mit einem erhöhten Risiko für akute und chronische Sportverletzungen einher. Als eine der häufigsten Sportverletzung unter aktiven Menschen und Sportlern gilt die Sprunggelenksdistorsion. Zu der hohen Verletzungsinzidenz kommt hinzu, dass viele Betroffene eine chronische Sprunggelenksinstabilität mit residualen Beschwerden wie Schmerz, Schwellung und funktionellen Einschränkungen entwickeln können. Aus diesem Grund haben Sprunggelenksdistorsionen sowohl ein hohes Wiederverletzungsrisiko als auch eine hohe Wiederverletzungsrate. Die Verwendung von Sprunggelenksbandagen oder das Taping von Sprunggelenken erwiesen sich als effektive Methoden zur Vermeidung von Folgedistorsionen. Die verletzungspräventiven Mechanismen und die Wirkung von Sprunggelenksbandagen auf sportmotorische Parameter zeigen jedoch noch relevante Forschungsdefizite oder widersprüchliche Forschungsergebnisse auf. Das Ziel der vorliegenden Dissertation ist daher, die Wirkung einer elastischen Sprunggelenksbandage auf eine Reihe sportmotorischer Funktionen bei Personen mit chronischer Sprunggelenksinstabilität im Vergleich zu gesunden Erwachsenen zu untersuchen, um dadurch Erkenntnisse über deren verletzungspräventive Mechanismen zu gewinnen.

Ziel der ersten Sprunggelenksstudie war es, den Einfluss einer elastischen Sprunggelenksbandage auf die Landebiomechanik, das statische und dynamische Gleichgewicht sowie die Dorsalflexionsamplitude im Sprunggelenk zu untersuchen. Hierfür nahmen insgesamt vierzig Proband\*innen teil, von denen die Hälfte an chronischer Sprunggelenksinstabilität litt. Sie absolvierten alle Tests im randomisierten Cross-over-Design mit und ohne elastische Sprunggelenksbandage. Die Landebiomechanik wurde mit dem *Landing Error Scoring System* untersucht. Für die Beurteilung des statischen Gleichgewichts wurde das *Balance Error Scoring System* und für das dynamische Gleichgewicht der *Y Balance Test* verwendet. Die Dorsalflexionsamplitude wurde mit dem *weight-bearing lunge Test* gemessen. Um den Einfluss der Sprunggelenksbandage auf die Testparameter zu analysieren, fand ein linear gemischtes Modell Anwendung.

Die gesunden Proband\*innen erzielten bessere Ergebnisse beim *Landing Error Scoring System* ( $p=0,01$ ) sowie beim *Y Balance Test* in anteriore Richtung ( $p=0,01$ ). Die elastische Sprunggelenksbandage zeigte keinen Einfluss auf die Testergebnisse beim *Landing Error Scoring System*, *Balance Error Scoring System*, *Y Balance Test* und *weight-bearing lunge Test*, sowohl bei Personen mit chronischer Sprunggelenksinstabilität als auch gesunden Proband\*innen. Darüber hinaus gab es keinen signifikanten Interaktionseffekt zwischen Testgruppe und Testbedingung. Daraus ergibt sich schlussfolgernd, dass die elastische Sprunggelenksbandage zu keiner Verbesserung der Landefähigkeit oder des Gleichgewichts führt.

Ziel der zweiten Sprunggelenksstudie war es, den Einfluss einer elastischen Sprunggelenksbandage auf die Sprunggelenkskinematik in Frontal- und Sagittalebene beim Laufen bei Personen mit chronischer Sprunggelenksinstabilität im Vergleich zu gesunden Erwachsenen zu untersuchen.

Dreidimensionale Sprunggelenkskinematik mit einem Bewegungsanalysesystem wurde von 14 Proband\*innen mit und 13 ohne Sprunggelenksinstabilität beim Laufen bei 2,78 m/s über eine Dauer von drei

Minuten erfasst. Die Proband\*innen absolvierten die Testdurchgänge in randomisierter Reihenfolge mit und ohne elastische Sprunggelenksbandage. Kinematische Mittelwerte und Variabilität wurden für jeden Prozent des Laufzyklus berechnet. Gruppenunterschiede wurden mit dem *Statistical Parameter Mapping* ermittelt. Probanden mit chronischer Sprunggelenksinstabilität zeigten beim Tragen der elastischen Sprunggelenksbandage kleinere Plantarflexionswinkel bei 43 – 47 % ( $p = 0,033$ ) und 49 – 51 % ( $p = 0,043$ ) des Laufzyklus im Vergleich zur Testbedingung ohne Sprunggelenksbandage. Dieser Effekt war bei gesunden Probanden nicht vorhanden. In der Frontalebene gab es keinen Unterschied zwischen den Testbedingungen bei beiden Gruppen. Unterschiede zwischen Probanden mit und ohne chronische Sprunggelenksinstabilität bestanden in der Sagittalebene bei 38 – 41 % ( $p = 0,044$ ) mit Sprunggelenksbandage und bei 34 – 46 % ( $p = 0,004$ ) ohne Sprunggelenksbandage. Unterschiede in der in der Frontalebene zwischen den Gruppen lagen ohne Sprunggelenksbandage in der Sprunggelenksvariabilität bei 32 – 33 % ( $p = 0,041$ ) des Laufzyklus vor.

Der verletzungspräventive Effekt der elastischen Sprunggelenksbandage könnte darin bestehen, dass durch die verminderte Bewegungsamplitude in der Sagittalebene das Sprunggelenk in eine neutralere Position zum Beginn der Schwungphase geführt wird und dadurch eine stabilere Gelenkstellung für den nächsten Fußaufsatz vorbereitet wird.

Ziel des dritten Sprunggelenksartikels war es, den Einfluss einer elastischen Sprunggelenksbandage auf das Fußaufsatzverhalten beim Laufen bei Personen mit chronischer Sprunggelenksinstabilität im Vergleich zu gesunden Erwachsenen zu untersuchen. Alle Fußaufsätze von zwanzig Proband\*innen mit und ohne Sprunggelenksinstabilität wurden beim Laufen bei 2,78 m/s über eine Dauer von drei Minuten erfasst. Auch hier absolvierten die Teilnehmer\*innen die Testdurchgänge in randomisierter Reihenfolge mit und ohne elastische Sprunggelenksbandage. Fußaufsätze wurden in einer Videoanalyse in Rückfuß- und nicht-Rückfußaufsätze (Mittel- und Vorfußaufsätze) klassifiziert. Der Einfluss der Sprunggelenksbandage auf das Fußaufsatzverhalten wurde mit einem *Multilevel-Logit-Model* ausgewertet. Die elastische Sprunggelenksbandage beeinflusste das Fußaufsatzverhalten sowohl von Proband\*innen mit als auch ohne chronische Sprunggelenksinstabilität beim Laufen: Insgesamt erhöhte sich mit der Sprunggelenksbandage die Wahrscheinlichkeit für Rückfußaufsätze. Allerdings wurde ein Interaktionseffekt zwischen Testbedingung und Testgruppe beobachtet, der darauf hinweist, dass sich die Prävalenz, mit Bandage einen Rückfußaufsatz zu wählen in der Kontrollgruppe erhöht, in der Testgruppe jedoch verringert.

Die Studienergebnisse führen zur abschließenden Schlussfolgerung, dass Sportler\*innen, die unter chronischer Sprunggelenksinstabilität leiden und Sportarten mit großem Sprunganteil oder hohen Gleichgewichtsanforderungen nachgehen, nicht von einer elastischen Sprunggelenksbandage hinsichtlich verbesserter Landebio mechanik oder besserem Gleichgewicht profitieren. Athlet\*innen, die in ihrer Sportart einen erheblichen Laufanteil haben, könnten allerdings von einem verletzungspräventiven Effekt einer elastischen Sprunggelenksbandage profitieren. Sportler\*innen sollten grundsätzlich bedenken, dass sich eine Sprunggelenksbandage auf ihr Fußaufsatzverhalten auswirken kann.

## **Artikel der Dissertation**

Diese Dissertation ist auf den folgenden drei Artikeln aufgebaut:

Artikel 1: John, C., Stotz, A., Gmachowski, J., Rahlf, A. L., Hamacher, D., Hollander, K., & Zech, A. (2019). Is an elastic ankle support effective in improving jump landing performance, and static and dynamic balance in young adults with and without chronic ankle instability?. *Journal of Sport Rehabilitation*, 29(6), 789-794.

Artikel 2: Stotz, A., John, C., Gmachowski, J., Rahlf, A. L., Hamacher, D., Hollander, K., & Zech, A. (2021). Effects of elastic ankle support on running ankle kinematics in individuals with chronic ankle instability and healthy controls. *Gait & Posture*, 87, 149-155.

Artikel 3: Stotz, A., John, C., Gmachowski, J., Rahlf, A. L., Hamacher, D., Hollander, K., & Zech, A. Effects of elastic ankle support on foot strike patterns in individuals with chronic ankle instability and healthy controls. Eingereicht am 05.01.2023 im Journal *The Foot*.

## **Abkürzungsverzeichnis**

ADROAM	Ankle dorsiflexion range of motion
ATFL	anterior talofibular ligament
BESS	Balance error scoring system
CAI	Chronic ankle instability
CAIT	Cumberland Ankle Instability Tool
CFL	calcaneofibular ligament
FAAM	Foot and Ankle Ability Measure
HRQOL	health-related quality of life
LESS	Landing Error Scoring System
ROAST	Rehabilitation-Oriented Assessment
RtP	Return to Play
SPM	Statistical Parameter Mapping
SEBT	Star Excursion Balance Test
WBLT	Weight-bearing lunge Test
YBT	Y-Balance Test
NBA	National Basketball Association
NCAA	National Collegiate Association

## Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1 Übergreifendes Risikofaktorenmodell für laterale Sprunggelenksdistorsionen nach Delahunt & Remus, 2019, S. 614.....	5
Abbildung 2 Modell zu den Wirkungsmechanismen bei chronischer Sprunggelenksinstabilität nach Hertel & Corbett, 2019, S. 574.....	11
Figure 1 Elastic ankle support .....	36
Figure 2 Ankle angles in chronic ankle instability individuals with and without ankle support with effect sizes (Cohen's d) and the results of the statistical parameter mapping method (SPM). Top: sagittal plane. Bottom: frontal plane.....	39
Figure 3 Ankle angles in healthy controls with and without ankle support with effect sizes (Cohen's d) and the results of the statistical parameter mapping method (SPM). Top: sagittal plane. Bottom: frontal plane. ....	39
Figure 4 Ankle angles in CAI individuals and healthy controls with ankle support with effect sizes (Cohen's d) and the results of the statistical parameter mapping method (SPM). Top: sagittal plane. Bottom: frontal plane. ....	40
Figure 5 Ankle angles in CAI individuals and healthy controls without ankle support with effect sizes (Cohen's d) and the results of the statistical parameter mapping method (SPM). Top: sagittal plane. Bottom: frontal plane .....	40
Figure 6 Inversion/Eversion ankle angle variability (stride-to-stride variability) in CAI individuals and healthy controls without ankle support with effect sizes (Cohen's d) and the results of the statistical parameter mapping method (SPM). ....	41



## Tabellenverzeichnis

Table 2-1 Anthropometric Characteristics of the CAI and Control Group, and Between-Group Differences (P) .....	29
Table 2-2 Mean LESS, BESS, YBT, and ADROM Results and SDs for the CAI Group and Control Group Under Different Testing Conditions (Supported vs Unsupported Conditions) .....	29
Table 2-3 Group, Condition, and Group-by-Condition Effects (B) and Significance Values (P) on LESS, BESS, and YBT Performance .....	30
Table 3-1 Anthropometric characteristics of the CAI group and control group as well as between-group differences (p-values) .....	38
Table 4-1 Characteristics of individuals with CAI and healthy controls (mean $\pm$ SD). Between-group differences are presented with p-values.....	49
Table 4-2 Results of the multilevel-logit regression. Test group, running condition and their interaction were chosen as the predicting variables and probability of rearfoot strikes as the depending variable. ....	50

# Inhaltsverzeichnis

Danksagung .....	III
Zusammenfassung .....	IV
Artikel der Dissertation .....	VI
Abkürzungsverzeichnis .....	VII
Abbildungsverzeichnis .....	VIII
Tabellenverzeichnis .....	IX
1 Allgemeine Einleitung .....	1
1.1 Definition einer Sprunggelenksdistorsion .....	2
1.2 Anatomie der betroffenen Strukturen .....	2
1.3 Verletzungsbiomechanik .....	2
1.4 Diagnose von Sprunggelenksdistorsionen .....	3
1.5 Epidemiologie von Sprunggelenksdistorsionen .....	3
1.6 Risikofaktoren für Sprunggelenksdistorsionen .....	4
1.7 Therapie von Sprunggelenksdistorsionen .....	6
1.7.1 Operative Therapieverfahren .....	6
1.7.2 Konservative Therapieverfahren .....	6
1.7.3 Vergleich zwischen operativen und konservativen Therapieverfahren .....	7
1.8 Return to Play (RtP): Vorstellung verschiedener Testverfahren zur Prozessbegleitung der Rehabilitation und Bestimmung des Wiederaufnahmezeitpunktes .....	8
1.9 Definition chronischer Sprunggelenksinstabilität .....	10
1.10 Wirkungsmechanismen chronischer Sprunggelenksinstabilität .....	11
1.11 Epidemiologie von chronischer Sprunggelenksinstabilität .....	15
1.12 Therapie von chronischer Sprunggelenksinstabilität .....	15
1.12.1 Trainingstherapie .....	16
1.12.2 Sprunggelenksbandagen- und Taping .....	18
1.12.2.1 Arten von Sprunggelenksstützen .....	18
1.12.2.2 Effektivität zur Therapie von chronischer Sprunggelenksinstabilität .....	19
1.12.2.3 Präventive Wirkungsmechanismen von Sprunggelenksstützen .....	19

---

1.12.2.4	Wirkung von Sprunggelenksstützen auf sportmotorische Leistungsparameter .....	20
1.13	Forschungsdefizite.....	21
1.14	Ziele und Hypothesen der Dissertation.....	23
2	Is an Elastic Ankle Support Effective in Improving Jump Landing Performance, and Static and Dynamic Balance in Young Adults With and Without Chronic Ankle Instability? .....	24
2.1	Introduction .....	25
2.2	Methods .....	26
2.2.1	Design.....	26
2.2.2	Participants .....	26
2.2.3	Procedures .....	26
2.2.4	Statistical Analyses.....	28
2.3	Results .....	29
2.4	Discussion.....	30
2.5	Conclusions .....	32
	Acknowledgments .....	32
3	Effects of elastic ankle support on running ankle kinematics in individuals with chronic ankle instability and healthy controls.....	33
3.1	Introduction .....	34
3.2	Methods .....	35
3.2.1	Subjects.....	35
3.2.2	Testing Procedure.....	35
3.2.3	Data acquisition and statistical analysis .....	36
3.3	Results .....	38
3.4	Discussion.....	41
3.5	Conclusions .....	43
4	Effects of elastic ankle support on foot strike patterns in individuals with chronic ankle instability and healthy controls .....	45
4.1	Introduction .....	46
4.2	Methods .....	47
4.2.1	Subjects.....	47

---

4.2.2	Testing procedure .....	47
4.2.3	Data acquisition and statistical analysis .....	48
4.3	Results .....	48
4.4	Discussion.....	50
4.5	Conclusion.....	52
5	Generelle Schlussfolgerung.....	54
5.1	Forschungsbeitrag und Kernergebnisse der vorgestellten Studien.....	54
5.2	Ausblick für weiterführende Forschung.....	55
5.3	Implikationen für die Praxis .....	55
Literaturverzeichnis.....		XIII
Anhang .....		XIII
Lebenslauf.....		<b>Fehler! Textmarke nicht definiert.</b>
Veröffentlichungen.....		XXVI
Ehrenwörtlicher Erklärung .....		XXVII

# 1 Allgemeine Einleitung

Nationale und internationale Gesundheitsorganisationen empfehlen allen Altersgruppen ab dem Kindesalter moderate bis intensive kardiovaskuläre Aktivität mehrmals die Woche mit einem Mindestumfang von insgesamt 150 Minuten (Garber et al., 2011; Rütten, 2016). Ab dem Erwachsenenalter kommen noch Aktivitäten zur Kräftigung der Muskulatur an mindestens zwei Tagen der Woche hinzu (World Health Organization, 2020). Dadurch soll die Gesundheit des Herzkreislaufsystems und des muskuloskelettalen Systems gefördert und der Entwicklung von chronischen Krankheiten entgegengewirkt werden (Garber et al., 2011; Haskell et al., 2007; Rütten, 2016; World Health Organization, 2020). Diese Ziele können auf verschiedenen Wegen erreicht werden: zum Beispiel mit allgemeiner körperlicher Aktivität, gesundheitsförderlicher Aktivität, systematischem Training oder Sport (Abu-Omar & Rütten, 2006). Fast 90000 Sportvereine mit insgesamt 27 Millionen Vereinsmitgliedschaften in Deutschland lassen darauf schließen, dass fast ein Drittel der deutschen Bevölkerung aktiv Sport treibt (Breuer et al., 2020). Die Teilnahme an sportlicher Aktivität geht jedoch mit einem erhöhten Risiko für akute und chronische Sportverletzungen einher (Black et al., 2021; Oh et al., 2019). Eine der häufigsten Sportverletzungen unter aktiven Menschen und Sportler\*innen ist eine Sprunggelenksdistorsion (Anandacoomarasamy & Barnsley, 2005; Herzog, Kerr et al., 2019; Hiller et al., 2012). Zu der hohen Verletzungsinzidenz kommt hinzu, dass ein großer Teil der Betroffenen eine chronische Sprunggelenksinstabilität mit residualen Beschwerden wie Schmerz, Schwellung und funktionelle Einschränkungen entwickeln kann (Hertel & Corbett, 2019). Sprunggelenksdistorsionen haben also ein hohes Wiederverletzungsrisiko und weisen sogar die häufigste Wiederverletzungsrate unter allen Sportverletzungen auf (Gribble et al., 2016b; Hootman et al., 2007; Swenson et al., 2009). Neben den unangenehmen Folgen für die Betroffenen führen hohe medizinische Kosten zu einer sozioökonomischen Belastung für die Gesellschaft (Mendonça et al., 2021; Waterman et al., 2010). Vor diesem Hintergrund wurden verschiedene therapeutische und präventive Maßnahmen für Sprunggelenksdistorsionen entwickelt (J. Han et al., 2022; Hyunjoong Kim & Moon, 2022; Koshino & Kobayashi, 2022; Wagemans et al., 2022). Die Verwendung von Sprunggelenksbandagen oder das Taping von Sprunggelenken zeigten sich dabei als effektive Methoden zur Vermeidung von Folgedistorsionen (Doherty et al., 2017).

Die Forschung über verletzungspräventive Mechanismen und Wirkung von Sprunggelenksbandagen auf sportmotorische Parameter weist jedoch noch relevante Defizite und teilweise widersprüchliche Ergebnisse auf (Ambegaonkar et al., 2011; Mann et al., 2019; Reyburn & Powden, 2020; Tsikopoulos et al., 2020; Yalfani & Raeisi, 2021). Ziel der vorliegenden Dissertation ist daher, den Einfluss einer elastischen Sprunggelenksbandage auf die Landebio mechanik, das statische und dynamische Gleichgewicht, Dorsalflexionsbewegungsamplitude, Sprunggelenkskinematik und Fußaufsatzmuster beim Laufen bei Personen mit chronischer Sprunggelenksinstabilität und gesunden Erwachsenen zu untersuchen. Im ersten Teil der Arbeit werden theoretische Grundlagen zur Definition, den anatomischen Strukturen und der Verletzungsbiomechanik beschrieben. Weiterhin wird im einleitenden Teil der aktuelle Forschungsstand zu relevanten Teilbereichen der Sprunggelenksdistorsionsforschung aufgezeigt. Im zweiten Teil werden die drei

Forschungsartikel der kumulativen Promotion präsentiert. Im letzten Teil der Arbeit folgt schließlich ein übergeordnetes Fazit, in dem die Ergebnisse der Dissertation zusammengefasst werden und der Forschungsbeitrag der vorliegenden Studien zum aktuellen Stand der Sprunggelenksforschung erörtert wird.

## 1.1 Definition einer Sprunggelenksdistorsion

Der Begriff *Sprunggelenksdistorsion* (engl.: „*ankle sprain*“) umfasst eine Vielzahl pathologischer Zustände im Sprunggelenk. Ausgehend von der anatomischen Lokalisation, den klinischen Symptomen und dem Traumageschehen gibt es verschiedene Einteilungsmöglichkeiten der Verletzung (van den Bekerom et al., 2013). Im klinischen Kontext wird eine drei Stufen Einteilung (I – III) vorgenommen. Dabei beschreibt der erste Verletzungsschweregrad (I) eine leichte Dehnung des Bindegewebskomplexes, eine leichte Schwellung oder leicht erhöhte Schmerzempfindlichkeit, keine oder allenfalls leichte Funktionseinschränkungen und kein Entstehen von Instabilität. Grad II kennzeichnet sich durch einen partiellen Riss des Bindegewebskomplexes mit moderatem Schmerzlevel. Darüber hinaus ist die betroffene Region geschwollen und schmerzempfindlich. Eine partielle Bewegungseinschränkung und leichte bis mittlere Sprunggelenksinstabilität sind vorhanden. Grad III beschreibt schließlich eine vollständige Ruptur des seitlichen Bandapparats mit schwerer Schwellung, Blutungen und starken Schmerzen. Es kommt zu erheblichem Funktionsverlust, abnormaler Beweglichkeit und starker Instabilität im Sprunggelenk (Kannus & Renström, 1991).

## 1.2 Anatomie der betroffenen Strukturen

Verletzungen durch Sprunggelenksdistorsionen betreffen in den meisten Fällen den lateralen Bandapparat des oberen Sprunggelenks. Der mediale Komplex und das untere Sprunggelenk sind insgesamt seltener betroffen (Hohmann & Imhoff, 2007; Shah et al., 2016; van den Bekerom et al., 2013). Der laterale Bandkomplex besteht aus dem *Ligamentum talofibulare anterius*, dem *Ligamentum calcaneofibulare* und dem *Ligamentum talofibulare posterius* (Hohmann & Imhoff, 2007). Aufgrund der verschiedenen Bewegungsmöglichkeiten im Sprunggelenk sind alle drei Bänder bei der Stabilisierung des Gelenks beteiligt. Bei einer Sprunggelenksdistorsion wird das anteriore talo-fibular Ligament als erstes oder gar einziges Ligament verletzt oder rupturiert. Eine isolierte Verletzung des Ligamentum calcaneo-fibulare gilt als selten. Bei erhöhter Krafteinwirkung reißen sowohl das anteriore talo-fibulare als auch das calcaneo-fibulare Band. Eine Verletzung oder Ruptur aller drei Bänder ist selten, da das posteriore talo-fibulare Ligament die dreifache Zuglast des anterioren talo-fibularen Ligaments aushält und während einer Plantarflexion (*siehe 1.3 Verletzungsbiomechanik*) nicht unter Spannung ist (van den Bekerom et al., 2013).

## 1.3 Verletzungsbiomechanik

Die häufigste Sprunggelenksstellung, bei der eine Sprunggelenksdistorsion auftritt, ist eine Kombination aus plötzlicher starker Inversion und Innenrotation des Fußes (Gribble et al., 2016b). Früher wurde zudem noch die Plantarflexion als distorsionsbegünstigende Sprunggelenksstellung gezählt (van den Bekerom et al., 2013). Eine Studie, bei der eine laterale Sprunggelenksdistorsion zufällig während einer Messung aufgenommen

wurde, berichtet aber, dass die exzessiven Inversions- und Innenrotationswinkel bei neutralem oder dorsal flektiertem Sprunggelenk auftraten (Fong et al., 2012). Weitere Studien von Gehring et al. (2013); Kristianslund et al. (2011); Terada und Gribble (2015) bestätigten diese Beobachtung. In dieser Position ist das Ligamentum talo-fibulare anterius bereits unter Vorspannung und bei weiterer Krafteinwirkung kommt es dann zur Verletzung des Bandes (van den Bekerom et al., 2013). Dies kann zum Beispiel bei Spieler\*innenkontakt auftreten, wenn auf die mediale Beinseite in laterale Richtung Kraft ausgeübt wird und der/die Spieler\*in forciert ist, in dieser verletzungsanfälligen Gelenkstellung zu landen (Andersen et al., 2004).

#### **1.4 Diagnose von Sprunggelenksdistorsionen**

Das „International Ankle Consortium“ veröffentlichte 2019 eine Stellungnahme zu Empfehlungen von klinischen Untersuchungen bei akuten lateralen Sprunggelenksdistorsionen, die den Konsens 14 führender Forscher des Bereichs repräsentiert. Der daraus entstandene Untersuchungskatalog „Rehabilitation-Oriented ASsessment (ROAST)“ beinhaltet fünf Kriterien zur Verletzungsdiagnostik, zu denen der Mechanismus der Verletzung, die Anamnese früherer Sprunggelenksdistorsionen, der Belastbarkeitsstatus des Gelenks sowie die klinische Untersuchung der Knochen und des Bindegewebes zählen. Hinzu kommen zur Bewertung von mechanischen und sensomotorischen Einschränkungen die folgenden zehn Kriterien: Schmerzeinschätzung, Schwellungsmaß, aktive und passive Bewegungsamplitude, Athrokinematik, Kraftmessung der sprunggelenksrelevanten Muskulatur, Überprüfung des statischen und dynamischen Gleichgewichts, Ganguntersuchung, Einschätzung des Levels physischer Aktivität und Abfrage der Selbsteinschätzung der Patient\*innen zum Funktionsstatus des Sprunggelenks (Delahunt et al., 2018).

#### **1.5 Epidemiologie von Sprunggelenksdistorsionen**

Studien zur Epidemiologie von Sprunggelenksdistorsionen berichten seit Jahrzehnten kontinuierlich hohe Verletzungsprävalenzen und Inzidenzen weltweit. Beispielsweise wurden zwischen 2002 und 2006 über drei Millionen Sprunggelenksdistorsionen in den Notaufnahmen der USA registriert (Waterman et al., 2010). Im Vereinten Königreich machen Sprunggelenksdistorsionen zwischen drei bis fünf Prozent aller Notaufnahmen aus (5600 Fälle pro Tag) (Doherty et al., 2014). In einer Untersuchung aus Australien gaben knapp 70 % von 751 Befragten im Alter zwischen 18 und 65 Jahren an, in ihrem Leben eine Sprunggelenksverletzung erlitten zu haben (Hiller et al., 2012). Somit gehören Sprunggelenksdistorsionen generell zu den häufigsten muskuloskelettalen Verletzungen. Unter aktiven Personen und Sportler\*innen machen Sprunggelenksdistorsionen zwischen 15 und 50 % aller Sportverletzungen aus (abhängig von der betrachteten Sportart) (Anandacoomarasamy & Barnsley, 2005; Herzog, Kerr et al., 2019; van den Bekerom et al., 2013). Zur Überprüfung des aktuellen Forschungsstands von Prävalenz- und Inzidenzraten von Sprunggelenksdistorsionen führten Doherty et al. (2014) eine Metaanalyse und systematische Überprüfung der vorhandenen Studien ohne zeitliche Begrenzung hinsichtlich des Publikationsdatums durch. Die Hauptergebnisse zeigten eine höhere Inzidenz von Sprunggelenksverletzungen bei Frauen im Vergleich zu

Männern (13,6 vs. 6,94 pro 1000 Aktivitäten<sup>1</sup>), bei Kindern im Vergleich zu Jugendlichen (2,85 vs. 1,94 pro 1000 Aktivitäten) und bei Jugendlichen im Vergleich zu Erwachsenen (1,94 vs. 0,72 pro 1000 Aktivitäten). Die höchste Verletzungsinzidenz (7 pro 1000 Aktivitäten bzw. 4,9 pro 1000 Stunden) war unter den Hallensportarten zu finden. Im Kontext der Epidemiologie ist ebenfalls zu erwähnen, dass sich ein größerer Anteil der Sprunggelenksdistorsionen in den späteren Spielminuten von Mannschaftssportarten ereignen und Ermüdung mit einem erhöhten Distorsionsrisiko zusammenhängen kann (Noronha et al., 2019).

## 1.6 Risikofaktoren für Sprunggelenksdistorsionen

Der aktuelle Forschungsstand zu intrinsischen Risikofaktoren für Sprunggelenksdistorsionen wurde in der Übersichtsarbeit mit Metaanalyse von Mason et al. (2022) untersucht. Speziell wurden die Risikofaktoren abhängig vom Geschlecht verglichen. Für männliche Studienteilnehmer zeigten sich erhöhtes Körpergewicht und erhöhter BMI als signifikante Risikofaktoren für eine Sprunggelenksdistorsion. Eine frühere Sprunggelenksdistorsion galt in der Literatur lange als größter Risikofaktor für eine neue Sprunggelenksdistorsion (van den Bekerom et al., 2013). In der Metaanalyse von Mason et al. (2022) zeigte sich jedoch, dass dieser Zusammenhang nur bei Männern besteht und eine frühere Sprunggelenksdistorsion kein signifikanter Risikofaktor bei Frauen ist. Andere personenbezogene Eigenschaften zeigten keinen signifikanten Einfluss auf das Sprunggelenksdistorsionsrisiko bei Frauen.

Im Bereich der Kraftfähigkeit zeigten sich eine verringerte konzentrische Sprunggelenksdorsalflexionskraft bei Frauen und eine verringerte isometrische Hüftabduktionskraft bei Männern als signifikante Risikofaktoren für eine Sprunggelenksdistorsion. Kraftfähigkeiten in anderen Muskelgruppen der Unterschenkel- und Fußmuskulatur zeigten sowohl bei Männern und Frauen keinen signifikanten Einfluss. Hierbei weisen Mason et al. (2022) darauf hin, dass keine Studie Kraft bei isometrischer Hüftabduktion bei Frauen gemessen hat.

Hinsichtlich des dynamischen Gleichgewichts zeigte die Reichdistanz nach vorne und seitlich nach hinten beim Y-Balance Test einen signifikanten Zusammenhang mit Sprunggelenksdistorsionen bei männlichen Sportlern. Bei Frauen hingegen gab es keinen Unterschied beim Y-Balance Test zwischen verletzten und unverletzten Personen.

Zuletzt wurden Sprunggelenksbeweglichkeit und Nachgiebigkeit (bzw. Laxizität) als intrinsische Risikofaktoren in den Studien der Übersichtsarbeit überprüft. Ein Nachgiebigkeitstest bei Männern zeigte keinen Zusammenhang mit Sprunggelenksdistorsionen. Außerdem konnte kein Zusammenhang zwischen Sprunggelenksbeweglichkeit (Dorsalextension, Plantarflexion, Inversion und Eversion) und Verletzungsrisiko im Sprunggelenk nachgewiesen werden, sowohl bei Männern als auch bei Frauen.

Als extrinsischer Risikofaktor wurde der Einfluss von Schuharten auf das Sprunggelenksdistorsionsrisiko untersucht. In der Übersichtsarbeit von Beynnon et al. (2002) berichteten die Autoren von zwei Studien (J. R. Barrett et al., 1993; Milgrom et al., 1991), bei denen kein Zusammenhang zwischen Schuhart und

---

<sup>1</sup> Als Aktivitäten ist gemeint, dass eine Person bzw. Sportler an einem Wettkampf, Training oder Sportaktivität teilnimmt.



Sprunggelenksdistorsion vorlag (Teilnehmer\*innen waren Militärpersonal und Basketballspieler). Bei zwei weiteren Studien konnte hingegen ein Einfluss von Schuheigenschaften nachgewiesen werden: Eine kürzere Stollenlänge sorgte für ein niedrigeres Verletzungsrisiko bei Fußballspielern, wohingegen eine Luftkammer im Fersenbereich des Schuhs zu einem erhöhten Verletzungsrisiko bei Basketballspielern führte (McKay et al., 2001; Torg & Quedenfeld, 1971). Eine neuere Übersichtsarbeit von Verhagen und Bay (2010) führt drei weitere Studien an: In zweien konnte der Einfluss von Schuharten auf das Distorsionsrisiko nicht beurteilt werden, weil zusätzlich zu den Schuhen Sprunggelenksbandagen verwendet wurden (Garrick & Requa, 1973; Rovere et al., 1988). Die dritte Studie konnte kein Einfluss von Schuharten auf die Distorsionsinzidenz nachweisen (Curtis et al., 2008). Zusammengefasst gibt es also keine eindeutige Forschungslage zum Einfluss von Schuharten auf Inzidenz von Sprunggelenksdistorsionen.

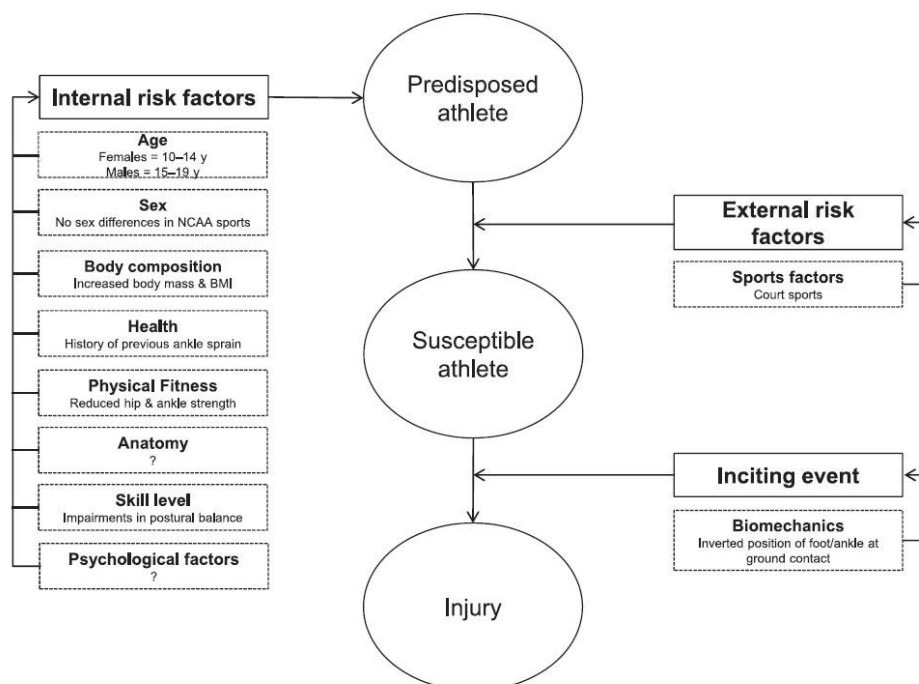


Abbildung 1 Übergreifendes Risikofaktorenmodell für laterale Sprunggelenksdistorsionen nach Delahunt & Remus, 2019, S. 614

Extrinsische Risikofaktoren sind besonders von der praktizierenden Sportart (siehe 1.5 Epidemiologie) abhängig (s. Abb. 1). Wie erwähnt weisen Hallensportarten die höchste Inzidenz für Sprunggelenksdistorsionen auf. Dabei gehören Sportarten mit Gegnereinwirkung und hohem Sprunganteil zu denen mit höchstem Distorsionsrisiko (Delahunt & Remus, 2019). So wies Männer- und Frauenbasketball mit (11,96 pro 10000 Sportler-Aktivitäten, bzw. 9,50 pro 10000 Sportler-Aktivitäten) die höchste Verletzungsinzidenz auf und Sprunggelenksdistorsionen machten mit ca. 15 % den größten Anteil aller Verletzungen in dieser Sportart aus (Roos et al., 2017).

## 1.7 Therapie von Sprunggelenksdistorsionen

Die Therapiemaßnahmen bei Sprunggelenksdistorsion richten sich nach dem Verletzungsgrad und den Heilungsphasen (Inflammationsphase, Proliferationsphase und Remodellierungsphase) des Bindegewebes (van den Bekerom et al., 2013). Mehrere Übersichtsarbeiten des letzten Jahrzehnts zeigen die Entwicklung des Forschungsstands von Therapiemaßnahmen bei Sprunggelenksdistorsionen (Altomare et al., 2022; Doherty et al., 2017; Kaminski et al., 2013; Ortega-Avila et al., 2020; Verhagen & Bay, 2010). Grundsätzlich werden Sprunggelenksdistorsionstherapien in operative und konservative Verfahren eingeteilt, wobei erstere nur selten angewendet werden und in überwiegender Mehrheit konservative Verfahren genutzt werden. In der Publikation von Doherty et al. (2017), die einen Gesamtüberblick über 46 Übersichtsarbeiten gibt, wurde die Wirksamkeit der nicht-operativen Therapiemaßnahmen untersucht und mit operativen Verfahren verglichen.

### 1.7.1 Operative Therapieverfahren

Bei den operativen Verfahren wird der verletzte Bandapparat entweder aus vorhandenen anatomischen Bandstrukturen wiederhergestellt oder mit nicht-anatomischen Bändern, die aus anderen geeigneten Körperregionen entnommen werden, rekonstruiert. Aufgrund der über 90 % hohen Zufriedenheitsrate bei Patient\*innen ist die modifizierte Brostrom Technik als gängigste Operationstechnik in der Literatur angegeben (Cao et al., 2018; Veljkovic, 2018).

### 1.7.2 Konservative Therapieverfahren

Fünfzehn Übersichtsarbeiten (Baltaci & Kohl, 2003; Bleakley et al., 2008; Feger et al., 2015; L. Han et al., 2012; Kerkhoffs et al., 2007; Petersen et al., 2013; Postle et al., 2012; Seah & Mani-Babu, 2011; Terada et al., 2013; van der Wees et al., 2006; van Os et al., 2005; van Rijn et al., 2010; Woitzik et al., 2015; Zech et al., 2009; Zöch et al., 2003) stimmen überein, dass Trainingstherapie nach einer Sprunggelenksdistorsion den subjektiven Funktionsstatus verbessert. Drei Übersichtsarbeiten (Bleakley et al., 2008; Petersen et al., 2013; Zech et al., 2009) berichten über die Wirksamkeit von Trainingstherapie als Präventionsmaßnahme für wiederkehrende Distorsionen.

Fünf Übersichtsarbeiten (Bleakley et al., 2008; Brantingham et al., 2009; Loudon et al., 2014; Terada et al., 2013; van der Wees et al., 2006), bei denen manuelle Therapietechniken zur Behandlung von Sprunggelenksdistorsionen zur Anwendung kamen, schlussfolgern, dass die Wirksamkeit zur Verbesserung des subjektiven Funktionsstatus oder die Prävention von wiederkehrenden Distorsionen als unklar einzustufen ist.

Ähnliche Ergebnisse gelten für die Anwendung von Eis/Kühlung, Kompression und Hochlagerung. Zwei Übersichtsarbeiten (Bleakley et al., 2004; van den Bekerom et al., 2013) berichten von keinem therapeutischen Effekt hinsichtlich Funktionsverbesserung oder Prävention von Folgedistorsionen. Drei Übersichtsarbeiten (van den Bekerom et al., 2013; van Os et al., 2005; van Rijn et al., 2010) kommen zu dem Ergebnis, dass die

therapeutischen Erfolge dieser Maßnahmen eher auf trainingstherapeutische Behandlungen zurückzuführen seien, die gleichzeitig durchgeführt wurden.

Drei Übersichtsarbeiten (Bleakley et al., 2008; T.-H. Kim et al., 2014; Park et al., 2013) bewerteten die Wirksamkeit von alternativ medizinischen Anwendungen, zu denen hauptsächlich Akupunktur gehörte. Zwei davon gaben an, zu wenig Daten zur Beurteilung vorliegen zu haben (Bleakley et al., 2008; T.-H. Kim et al., 2014). Eine Übersichtsarbeit (Park et al., 2013) berichtete zwar von einem therapeutischen Effekt, aber ein abschließendes Fazit wäre aufgrund der niedrigen Studienqualität ebenfalls nicht zu treffen.

Positive Effekte von Elektrotherapie und Ultraschalltherapie sind aufgrund fehlender Evidenz ebenfalls nicht nachweisbar (Bleakley et al., 2008; Doherty et al., 2017; van den Bekerom et al., 2011).

In drei Übersichtsarbeiten (Bleakley et al., 2008; T.-H. Kim et al., 2014; Seah & Mani-Babu, 2011) wurde die Wirksamkeit von Medikamenten zur Behandlung von Sprunggelenksdistorsion evaluiert. In den meisten Studien kamen entzündungshemmende Medikamente zum Einsatz. Aufgrund der kurzen Untersuchungsphasen konnte jedoch keine Schlussfolgerung für den Ausgang des subjektiven Funktionsstatus und das Risiko einer erneuten Distorsion geschlossen werden.

Zusammenfassend lässt sich festhalten, dass von den bisher genannten konservativen Therapieverfahren, nur die Trainingstherapie als evidenzbasiert eindeutig wirksam zur Behandlung von Sprunggelenksdistorsion einzustufen ist.

Als letzte Therapiemaßnahme, die auch Gegenstand der vorliegenden Dissertation ist, wurde die Anwendung von Sprunggelenksbandagen bewertet. Doherty et al. (2017) geben sechs Übersichtsarbeiten (Kemler et al., 2011; Kerkhoffs et al., 2003; Petersen et al., 2013; Seah & Mani-Babu, 2011; van Rijn et al., 2010; Zöch et al., 2003) an, die einheitlich die Wirksamkeit von Sprunggelenksbandagen als effektive Therapiemaßnahme zur Verbesserung des subjektiven Funktionsstatus und zur Prävention von wiederkehrenden Distorsionen bei Sprunggelenksdistorsionen bestätigen.

Ausgehend von der Evidenz, dass Trainingstherapie und das Tragen von Sprunggelenksbandagen wirksam in der Behandlung von Sprunggelenksdistorsionen sind, gibt es in der Literatur die Empfehlung, dass eine Kombination von beiden prophylaktischen Maßnahmen den besten präventiven Effekt gegen wiederkehrende Distorsionen aufweist (Verhagen & Bay, 2010).

### **1.7.3 Vergleich zwischen operativen und konservativen Therapieverfahren**

Zum Vergleich der Effektivität von konservativer und operativer Behandlung von Sprunggelenksdistorsionen ziehen Doherty et al. (2017) sechs Übersichtsarbeiten (L. Han et al., 2012; Kerkhoffs et al., 2007; Petersen et al., 2013; Pijnenburg et al., 2000; van Ochten et al., 2014; Vries et al., 2011) heran. Keine der Übersichtsarbeiten bewertete das Wiederverletzungsrisiko, stattdessen wurde die Dauer der wiederaufgenommenen gewohnten Aktivitäten oder Arbeit im Vergleich zu vor der Verletzung verglichen. Eine Übersichtsarbeit (Petersen et al., 2013) empfiehlt konservative Behandlung entgegen operativen

Verfahren. Zwei Übersichtsarbeiten berichten hingegen über einen besseren Behandlungsausgang nach operativer Behandlung (L. Han et al., 2012; Pijnenburg et al., 2000). Eine weitere Arbeit konkludiert, dass nicht genug Evidenz vorliegt, eine der beiden Therapiemaßnahmen als wirksamer erklären zu können (Kerkhoffs et al., 2007).

Mehrere der Übersichtsarbeiten weisen allerdings auf eine höhere Komplikationsrate (Wundheilungsprobleme, Infektionen, Dystrophie und Nervenschädigung) bei operativer Behandlung hin (L. Han et al., 2012; Kerkhoffs et al., 2007; Petersen et al., 2013; Pijnenburg et al., 2000; Vries et al., 2011).

In einer neueren Übersichtsarbeit kommen die Autoren D'Hooghe et al. (2020) zu dem Schluss, dass im Falle einer schweren Sprunggelenksdistorsion (Grad III) sich für Elitesportler die operative Option als sinnvollere Therapiewahl darstellen könnte: Sie argumentieren, dass bei einer operativen im Vergleich zu einer konservativen Therapie eine geringere Instabilität resultieren würde. Dadurch sinkt das Risiko für Folgedistorsionen und eine schnellere Rückkehr zum Wettkampfsport wäre möglich. Jedoch empfahlen sie, die Entscheidung unter Berücksichtigung mehrerer Faktoren wie Saisonzeitpunkt, Leistungsstruktur der Sportart, Verletzungshintergrund, Karrierezeitpunkt und Zugang zu medizinischer Versorgung zu treffen.

### **1.8 Return to Play (RtP): Vorstellung verschiedener Testverfahren zur Prozessbegleitung der Rehabilitation und Bestimmung des Wiederaufnahmezeitpunktes**

RtP bezeichnet den Prozess der Wiederaufnahme der körperlichen Aktivität oder Sportart nach einer Sprunggelenksdistorsion. Feststehende Richtlinien oder ein genauer Zeitrahmen, ab dem die Wiederaufnahme der Sportart wieder möglich ist, sind in der Literatur nicht verfügbar. Generell sollte jedoch der vorangehende Rehabilitationsprozess nicht verfrüht beendet werden, da die Wiederverletzungsrate bei unzureichender Rehabilitation erhöht ist. Außerdem sollte der RtP Prozess mit einem graduell ansteigenden Belastungsverlauf stattfinden (Chinn & Hertel, 2010). Da sich Ermüdung stärker auf das statische und dynamische Gleichgewicht bei Personen mit einer früheren Sprunggelenksdistorsion auswirkt (Steib, Zech et al., 2013), sollte die kardiovaskuläre Fitness mindestens auf das Ausgangsniveau wiederhergestellt worden sein (D'Hooghe et al., 2020). Im Allgemeinen gilt, dass alle Funktionseinschränkungen, die mit der Sprunggelenksdistorsion einhergingen, vor dem RtP wiederhergestellt sein sollten und über entsprechende Testverfahren geprüft werden sollten.

Funktionelle Tests bieten objektive Kriterien, mit denen beurteilt werden kann, ob die sportartspezifischen Anforderungen wieder bewältigt werden können (D'Hooghe et al., 2020). Einfache Tests, wie das Stehen auf einem Bein, können bereits am Anfang des Rehabilitationsprozess herangezogen werden. Komplexere Tests, die eine spezifische Funktion des Unterschenkel-Fußkomplexes beurteilen, sollten erst später zum Einsatz kommen.

Durch Modifikation der Schwierigkeit können auch einfache Tests hinreichenden Aufschluss über den Genesungsprozess geben: Der Einbeinstand kann beispielsweise in seiner Schwierigkeit so angepasst werden, dass entweder die Zehen oder die Ferse zusätzlich mit einer Frequenz von 60 – mal pro Minute angehoben werden. Auf diese Weise ist es möglich, sowohl die Bewegungsfunktionen der Plantarflexion und Dorsalextension als auch die Kraftausdauer der Unterschenkelmuskulatur zu testen (Kaminski et al., 2013).

Mit dem *weight-bearing-lunge Test* (WBLT) wird der Grad an Dorsalflexion und damit die Dehnfähigkeit der dorsalen Unterschenkelmuskulatur beurteilt (Bennell et al., 1998). Das *Landing Error Scoring System* (LESS) bewertet die Landebiomechanik der unteren Extremität (Padua et al., 2009). Die statische Gleichgewichtsfähigkeit kann mit dem *Balance Error Scoring System* (BESS) eingeschätzt werden (Bell et al., 2011). Das dynamische Gleichgewicht kann mit dem *Star Excursion Balance Test* (SEBT) oder der verkürzten Version des *Y-Balance Test* (YBT) überprüft werden (Gribble et al., 2012; Plisky et al., 2009). Bewegungsschnelligkeit und Agilität können mit dem *agility T-Test* gemessen werden (Pauole et al., 2000). Alle diese Tests sind ohne aufwendige technische oder klinische Ausrüstung und mit nur geringem Lernaufwand implementierbar. Der Leistungszustand kann zur Überwachung des Rehabilitationsfortschritts kontinuierlich überprüft und mit dem Zustand vor der Distorsion oder mit dem gesunden Bein verglichen werden (D'Hooghe et al., 2020).

Neben objektiven physischen Parametern bietet die Selbsteinschätzung des/der Patient\*in hinsichtlich der eigenen Leistungsfähigkeit wichtige Informationen über das physische Wohlbefinden und die Bereitschaft die sportliche Aktivität wieder aufzunehmen. Der *Foot and Ankle Disability Index* besteht aus zwei Kategorien mit je 26 Items zum täglichen Leben und acht Items zu anspruchsvollerer körperlicher Aktivität. Bewertet wird mithilfe einer vierstufigen Skala (0 (nicht machbar) - 4 (keine Ausführungsschwierigkeit)) (Hale & Hertel, 2005). Aus dem *Foot and Ankle Disability Index* ist der *Foot and Ankle Ability Measure* (FAAM) entstanden. Dieser Fragebogen stellt eine um fünf Items des täglichen Lebens gekürzte Version des FADI dar (Martin et al., 2005). Ähnlich aufgebaut ist der *Lower Extremity Function Test*. Dieser Fragebogen besteht aus 20 Items zu Alltagsaktivitäten und sportspezifischen Bewegungen. Auch hier ist die Schwierigkeitsstufe auf einer Skala von 0 - 4 einzuschätzen. Auch wenn dieser Fragebogen keine gezielten Fragen zum Sprunggelenk beinhaltet, werden funktionelle Einschränkungen nach einer Sprunggelenksdistorsion gut erfasst (C.-W. C. Lin et al., 2009). Das *Sports Ankle Rating System* kennzeichnet sich im Vergleich zu anderen Fragebögen dadurch aus, dass neben einer Selbsteinschätzung auch eine klinische Bewertung gefragt ist. Im Abschnitt zur Selbsteinschätzung werden Symptome der Verletzung und Bewegungsschwierigkeit in der Schule bzw. Arbeit, Freizeit und Sport erfragt. Im klinischen Abschnitt werden Schmerzintensität, Schwellung, Steifigkeit, engl. „giving way“ (siehe 1.9 Definition chronischer Sprunggelenksinstabilität), Gangbild, Kraft, Bandstabilität und Gleichgewicht beurteilt (Williams et al., 2003). Der *Karlson Function Score* (8 Items) und die *Olerud Scoring Scale* (9 Items) sind weitere Fragebögen, die neben physischen Funktionen auch Symptome berücksichtigen (Karlsson & Peterson, 1991; Olerud & Molander, 1984). Der *Karlson Function Score* hat die Besonderheit, auch die Nutzung von Sprunggelenksbandagen abzufragen (Karlsson & Peterson, 1991).

Besonders gut zur Feststellung chronischer Sprunggelenksinstabilität geeignet (siehe 1.10 Wirkungsmechanismen von chronischer Sprunggelenksinstabilität, Punkt 8) ist das *Cumberland Ankle Instability Tool* (CAIT) (Hiller et al., 2006). Wie bei anderen Fragebögen werden Schmerzempfinden und Instabilitätswahrnehmung bei verschiedenen Aktivitäten des alltäglichen Lebens und sportlichen Bewegungen abgefragt. Für die Artikel der vorliegenden Dissertation wurde die deutsche Version des CAIT verwendet (siehe Anhang). Aufgrund seiner hohen Validität zur Einschätzung von Sprunggelenksinstabilität wurde das CAIT zu den Probanden Ein- und Ausschlusskriterien für Studien zur chronischen Sprunggelenksinstabilität vom International Ankle Consortium empfohlen (Gribble et al., 2013).

Da es keinen einstimmigen Goldstandard zwischen den Fragebögen gibt, kann der passende Fragebogen abhängig von der betroffenen Person und den Rahmenbedingungen der Rehabilitation gewählt werden (Kaminski et al., 2013).

Eine vollständige Heilung von Bandverletzungen kann abhängig von Verletzungsgrad 6-12 Wochen dauern (Hubbard & Hicks-Little, 2008). In der Praxis kommt es jedoch häufig vor, dass der RtP zu einem deutlich früheren Zeitpunkt eingeleitet wird. Eine Studie von Medina McKeon et al. (2014) kommt zu dem Ergebnis, dass bei High School Sportler\*innen der RtP nach der ersten Sprunggelenksdistorsion im Median bereits nach drei Tagen erfolgt. In der NBA wurden in den Spielesaisons von 2013 – 2017 796 Sprunggelenksdistorsionen erfasst. 44 % davon führten zu verletzungsbedingten Spielunterbrechung. Im Median dauerte diese jedoch nur für zwei Spiele bzw. acht Tage (Herzog, Mack et al., 2019) an. Etwas längere Ausfallzeiträume werden in einer Studie zu Eishockey angegeben: 81 % (85/105) der verletzten Spieler konnten im Median 8 Spiele nicht am Spielgeschehen teilnehmen (Mollon et al., 2019). Die längsten RtP-Perioden werden beim American Football berichtet. Dort brauchten die Spieler im Durchschnitt  $80,5 \pm 132,9$  Tage (defensive Position  $68,1 \pm 114,6$  und  $90,1 \pm 144,8$  offensive Position) um wieder den Spielbetrieb aufzunehmen (DeFroda et al., 2022).

## 1.9 Definition chronischer Sprunggelenksinstabilität

Als Folge einer initialen Sprunggelenksdistorsion kann sich eine chronische Sprunggelenksstabilität entwickeln (Hertel & Corbett, 2019). Dieser Zustand ist charakterisiert durch wiederholte Fälle von unkontrolliertem Nachgeben bzw. Wegknicken (engl. „*giving way*“) im Sprunggelenk über einen Zeitraum von über einem Jahr. Weiterhin kommt es durch die Instabilität zu wiederholten Sprunggelenksdistorsionen. Der Zustand geht mit dem Fortbestehen von Symptomen wie Schmerz, Schwäche, subjektiver Funktionseinschränkung und verringerter Bewegungsamplitude im Sprunggelenk einher (Hertel & Corbett, 2019).

Der Begriff der chronischen Sprunggelenksinstabilität entwickelte sich aus Konzepten der funktionellen und mechanischen Sprunggelenksinstabilität. Bei dieser dichotomen Unterscheidung beschreibt die funktionelle Sprunggelenksinstabilität, erstmals dargestellt von Freeman (1965), neuromuskuläre und sensomotorische Veränderungen nach einer Sprunggelenksdistorsion. Verletzungen an den Mechanorezeptoren führen zu

Defiziten in der Propriozeption und diese wiederum zu eingeschränkter Gleichgewichtskontrolle. Ebenfalls sind neuromuskuläre Kontrolle und Muskelkraft verringert (Hertel, 2002).

Die mechanische Sprunggelenksinstabilität hingegen, die von Tropp et al. (1985) ergänzt wurde, geht auf die physikalischen Eigenschaften des betroffenen Sprunggelenks-Fußkomplexes ein. Komponenten wie Bindegewebnachsgiebigkeit, unphysiologische Bewegungsamplituden im Sprunggelenk (Hyper- und Hypomobilität), athrokinematische Einschränkungen, degenerative und synoviale Veränderungen werden diesem Konzept zugeschrieben (Hertel, 2002).

### 1.10 Wirkungsmechanismen chronischer Sprunggelenksinstabilität

Das ursprüngliche Modell zu Entstehung und Wirkungsmechanismen von chronischer Sprunggelenksinstabilität wurde von Hertel & Corbett, 2019 aktualisiert (s. Abb. 2). Im folgenden Abschnitt werden die acht Kernelemente erläutert und mit neuerer Literatur (nach 2019) ergänzt:

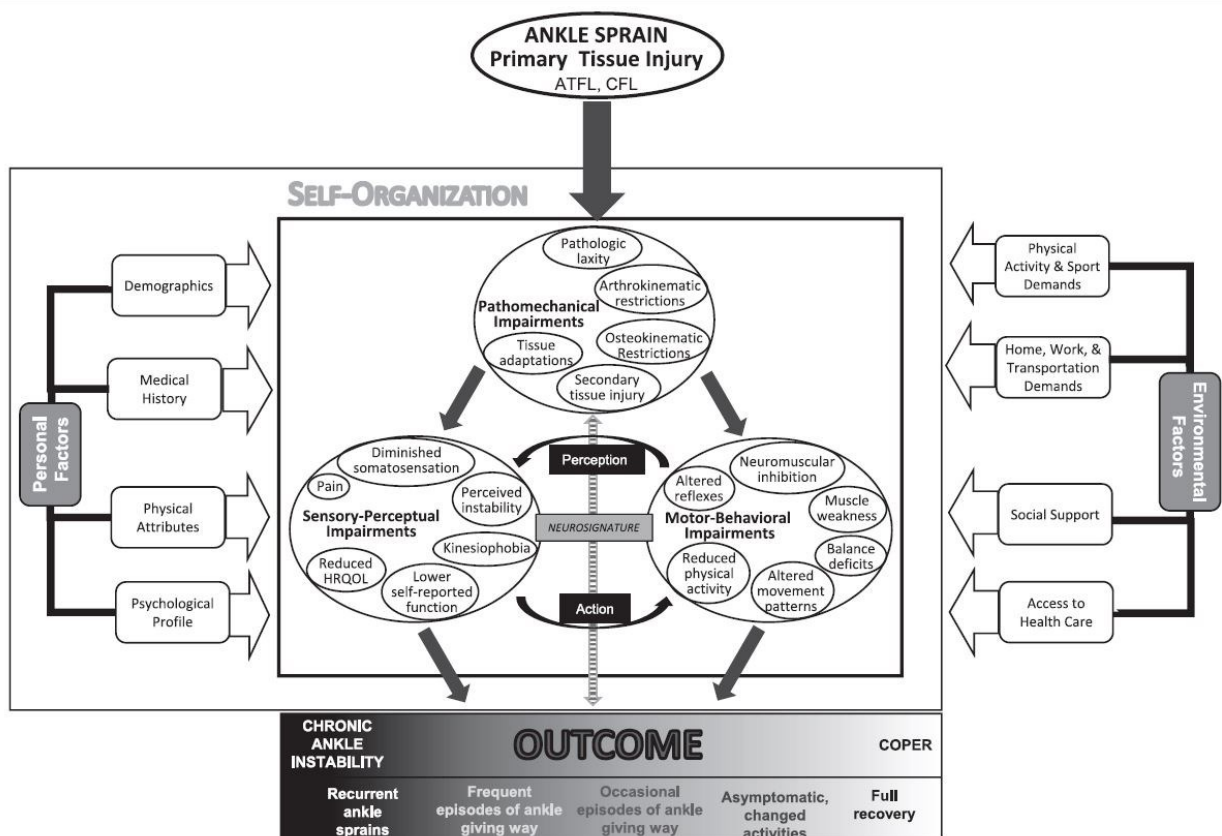


Abbildung 2 Modell zu den Wirkungsmechanismen bei chronischer Sprunggelenksinstabilität nach Hertel & Corbett, 2019, S. 574

#### 1. Erstverletzung

Für die mögliche Entwicklung einer chronischen Sprunggelenksinstabilität ist das Ereignis der ersten Sprunggelenksdistorsion von großer Bedeutung. In Folge des Traumas wird der Bandapparat über die physiologische Grenze überdehnt oder beschädigt (Hertel & Corbett, 2019).

## 2. Mechanische Instabilität

Das zweite Kernelement thematisiert Komponenten der mechanischen Instabilität (Hertel & Corbett, 2019). Es entsteht eine pathologische Nachgiebigkeit, „*giving way*“, im Talokruralgelenk und Subtalargelenk. Bedingt durch die beeinträchtigte Funktion der Seitenbänder ist eine übermäßige vordere Verschiebung des Fußes zum Schienbein möglich (Hubbard et al., 2004). Patient\*innen mit Sprunggelenksinstabilität zeigen zudem eingeschränkte Gleitfähigkeit des Talus auf der Tibia in anteriore-posteriore Richtung, was mit einer eingeschränkten Dorsalflexion im Talokruralgelenk in Verbindung steht (Terada et al., 2013).

## 3. Sensorische Wahrnehmungseinschränkungen

Probanden mit chronischer Sprunggelenksinstabilität weisen Schwächen im aktiven und passiven Gelenkstellungssinn auf (J. M. M. McKeon & McKeon, 2012; Munn et al., 2010). Dieses Defizit erhöht das Risiko, beim Gehen oder Laufen den Fuß in eine für die Sprunggelenksdistorsion anfällige Position mit erhöhter Supination einzunehmen und eine Folgedistorsion zu erleiden (Lars Konradsen & Voigt, 2002). Ähnliche Wahrnehmungsschwächen sind bei der Kraftwahrnehmung in alle Sprunggelenksfreiheitsgrade festgestellt worden (Arnold & Docherty, 2006; Docherty, Arnold & Hurwitz, 2006). Dies kann zur Folge haben, nicht die adäquate Kraftanforderung für die anfallende Belastung dosieren zu können (Docherty & Arnold, 2008). Auch bei der kutanen Wahrnehmung der Fußsohle zeigen Betroffene von chronischer Sprunggelenksinstabilität Defizite (Burcal & Wikstrom, 2016; Hoch et al., 2012). Die Fähigkeit, verschiedene Sinneseindrücke zur motorischen Steuerung zu integrieren, scheint ebenfalls beeinträchtigt zu sein. Beim Einbeinstand mit geschlossenen und offenen Augen waren Betroffene von Sprunggelenksinstabilität im Vergleich zu Kontrollproband\*innen mehr auf die visuelle Wahrnehmung als auf sensomotorisches Feedback angewiesen (Song et al., 2016). Diese Abhängigkeit von visuellen Sinneseindrücken bleibt sogar nach Durchführung von Gleichgewichtstraining bestehen (Song et al., 2018).

## 4. Motorische Handlungseinschränkungen

Im vierten Modellabschnitt beschreiben Hertel & Corbett, 2019 motorische Handlungseinschränkungen. Betroffene von chronischer Sprunggelenksinstabilität weisen eine verzögerte Reaktionszeit in den Muskeln *fibularis longus* und *brevis* bei plötzlicher Sprunggelenksinversion auf. Diese verzögerte Muskelreaktion führt dazu, dass Eversionskräfte zum Ausgleich der plötzlichen Inversion erst zeitversetzt aufgebracht werden. Zudem wurden beidseitige veränderte Aktivierungsschwellen des *fibularis longus* Muskels berichtet (Hoch & McKeon, 2014). Sedory et al. (2007) beschreiben eine Veränderung der neuromuskulären Prozesse bei Personen mit chronischer Sprunggelenksinstabilität. Im betroffenen Bein zeigte sich eine erhöhte Aktivierung der Quadrizepsmuskulatur, wohingegen eine beidseitige Inhibition der Ischiocruralen Muskulatur vorhanden war. Auch im Bereich der Muskelkraft gibt es Unterschiede zwischen gesunden Menschen und Betroffenen von chronischer Sprunggelenksinstabilität. Es zeigen sich geringere isometrische, konzentrische und exzentrische Kraftwerte für Eversion, Inversion und Plantarflexion (Arnold, Linens



et al., 2009; Cho et al., 2019; Fox et al., 2008; Gribble & Robinson, 2009; Thompson et al., 2016; Thompson et al., 2018; Yildiz et al., 2003). Donnelly et al. (2017) untersuchte isometrische Eversionskraft und elektromyographische Aktivität des *fibularis longus* und *brevis*. Bei gesunden Probanden gab es eine Korrelation zwischen beiden Parametern, während dieser Zusammenhang bei Probanden mit chronischer Sprunggelenksinstabilität nicht vorhanden war. Dies zeigt, dass eine Diskrepanz zwischen Muskelaktivierung und Kraftentwicklung besteht. Eine weitere motorische Einschränkung bei Personen mit chronischer Sprunggelenksinstabilität ist eine verschlechterte statische und dynamische Gleichgewichtsfähigkeit (P. O. McKeon & Hertel, 2008). Unter verschiedenen visuellen-, Stand-, Untergrund-, und Messbedingungen zeigen Personen mit instabilen Sprunggelenken schlechtere Gleichgewichtsparameter (Arnold, La Motte et al., 2009; Docherty, Valovich McLeod & Shultz, 2006; Gribble et al., 2012; Linens et al., 2014; P. O. McKeon & Hertel, 2008; Munn et al., 2010). Einer der wichtigsten Wirkungsmechanismen von chronischer Sprunggelenksinstabilität ist die Veränderung der Gang- und Laufmotorik (Hertel & Corbett, 2019). Menschen mit instabilem Sprunggelenk gehen langsamer, mit niedrigerer Kadenz und kürzerer Schrittlänge (Gigi et al., 2015). Im Vergleich zu gesunden Menschen weisen sie beim Gehen signifikante Unterschiede in Sprunggelenkwinkeln der Sagittal- Frontal- und Transversalebene auf (Brown, 2011; Chinn et al., 2013). Beim Laufen zeigen instabile Sprunggelenke größere Plantarflexionswinkel in der Schwungphase (Chinn et al., 2013), während geringe Dorsalflexionswinkel in der Standphase gemessen wurde (Drewes, McKeon, Kerrigan & Hertel, 2009). Bezüglich der Frontalebene gibt es einerseits Studien, die Unterschiede in der Eversion aufzeigen (Chinn et al., 2013; Drewes, McKeon, Paolini et al., 2009; C.-F. Lin et al., 2011; Ridder et al., 2013) und andererseits Studien, die über keine Unterschiede berichten (Brown et al., 2008; Hamacher et al., 2016; Ridder et al., 2013). Eine detailliertere Diskussion der Messmethoden wird im zweiten Dissertationsartikel aufgeführt. Hinsichtlich der Gangvariabilität zeigen sich sowohl beim Gehen als auch beim Laufen abhängig von der Messmethode unterschiedliche Ergebnisse, bei denen manche Studien erhöhte Gangvariabilität (Hamacher et al., 2016; McGrath et al., 2017; Tavakoli et al., 2016) und andere wiederum verringerte Gangvariabilität präsentieren (Herb et al., 2014; Terada et al., 2015). Bei sportlicher Aktivität mit schnellen Richtungswechseln zeigten Sportler mit chronischer Sprunggelenksinstabilität, ähnlich wie beim Laufen, eine größere Inversion (Koshino et al., 2016) und geringere Dorsalextension (Son et al., 2017). Kinetische Unterschiede zeigten sich in größerer Bodenreaktionskraft, schnelleren Kraftspitzen (Dayakidis & Boudolos, 2006) und größeren Knie- und Hüftmomenten (Hyunsoo Kim et al., 2018).

Darüber hinaus sind kinematische und kinetische Veränderungen im einbeinigen Landeverhalten bei Personen mit chronischer Sprunggelenksinstabilität zu beobachten. Diese umfassen eine geringere Bewegungsamplitude in der Sagittalebene während der Abbremsphase der Landung mit ausgeprägter Dorsalextension im Sprunggelenk. Diese „steifere“ Landung geht mit größeren vertikalen Bodenreaktionskräften und schnellerem Anstieg beteiligter Kräfte einher (Simpson et al., 2019).

## 5. Personenbezogene Faktoren

Anthropometrische Eigenschaften (Alter, Größe, Gewicht und Geschlecht) sowie biographische Aspekte (Krankheits- bzw. Verletzungsvorgeschichte, Trainingszustand) können die Auswirkung einer Sprunggelenksdistorsion und Rehabilitationsdauer beeinflussen (Hertel & Corbett, 2019). Zuletzt spielt auch der psychologische Status einer Person eine Rolle. Eine Sprunggelenksdistorsion ist sowohl ein physisch als auch psychisch traumatisches Ereignis. Bain et al. (2022) zeigten in ihrer Übersichtsarbeit, dass Betroffene von chronischer Sprunggelenksinstabilität mit mehr als einer vorherigen Sprunggelenksdistorsion eine größeres Maß an Verletzungsangst zeigen und an einem gemindertem psychologischen Gesundheitszustand leiden.

## 6. Äußere Faktoren

Auch externale Faktoren haben Einfluss auf den Rehabilitationsprozess einer Sprunggelenksdistorsion. Das soziale Umfeld kann dabei im Hinblick auf verschiedene Aspekte (z.B. Fahrt zu medizinischen Einrichtungen, soziale Unterstützung etc.) bei der Genesung hilfreich sein. Darüber hinaus spielt die Art und Häufigkeit der medizinischen und rehabilitativen Versorgung eine Rolle (*siehe 1.12 Therapie von Sprunggelenksdistorsionen und Therapie von chronischer Sprunggelenksinstabilität*) (Hertel & Corbett, 2019).

## 7. Interaktion zwischen Wirkungsmechanismen

Die individuelle Kombination und Interaktion aus mechanischen und sensorischen Einschränkungen mit personenbezogenen und äußeren Faktoren führen zu einer Diversität der Verletzungen unter Betroffenen.

Neuregulierende Steuerungsprozesse der sensomotorischen und neuromuskulären können verletzungsbedingt kompensatorischen Bewegungsmuster entwickeln. Wenn diese neuen motorischen Muster ungehindert wiederholt durchgeführt werden, können sie sich trotz Heilung zur präferierten Handlungsweise entwickeln und den/die Sportler\*in dabei hindern, die ursprüngliche Bewegungsabläufe wiederzuerlangen (Hertel & Corbett, 2019).

## 8. Spannweite klinischer Ausprägungen

Als letzten Modellbestandteil präsentieren Hertel & Corbett, 2019 ein Spektrum klinischer Ausgangsmöglichkeiten für Sprunggelenksdistorsionen. Diese Spannweite reicht dabei von der völligen Genesung (engl. „*coper*“) bis hin zur vollen Manifestation einer chronischen Sprunggelenksinstabilität. Die Bewertung richtet sich nach dem klinischen Zustand nach 12 Monaten der ersten Sprunggelenksdistorsion, da vorher nicht von einem chronischen Zustand gesprochen werden kann. Charakteristisch für eine völlig genesene Person ist, dass sie nach einem Jahr der ersten Verletzung keine neue Sprunggelenksdistorsion erlitten hat und zum ursprünglichen Aktivitätslevel und Sportart zurückgekehrt ist. Die Person leidet unter keinen bzw. minimalen Symptomen und hat nach Selbsteinschätzung keine Funktionseinschränkung im Alltag oder Sport (Wikstrom & Brown, 2014). Bei der Bewertung des Rehabilitationszustandes sollten Genesene (*Coper*) einen *CAIT-Score* von über 28 und beim FAAM über 95 % der maximalen Punktzahl erreichen. Auf der negativen Seite

des Spektrums sind Personen, die wiederholte Episoden des Nachgebens (*giving way*) und Folgedistorsionen erleiden. Beides geht erneut mit Symptomen einher. Das Risiko für weitere Schädigungen der Strukturen am Sprunggelenk ist erhöht, was in einem negativen Kreislauf zu verstärkter Instabilität führt. Am negativen Ende des Spektrums und als Gegenpol zur Genesung ist die volle Manifestation von chronischer Sprunggelenksinstabilität. Kennzeichnend dafür ist eine Neigung, Folgedistorsionen und häufige *giving way*-Episoden zu erleben. Der/die Patient\*in leidet regelmäßig an Schmerzen, Schwellungen und verringerter Bewegungsamplitude im Sprunggelenk. CAIT-Scores kleiner gleich 24, FAAM (Kategorie Alltagsaktivitäten) unter 90 % und FAAM (Kategorie Sport) unter 80 % sind zur Einstufung von chronischer Sprunggelenksinstabilität in der Literatur angegeben (Gribble et al., 2013; Hertel & Corbett, 2019).

### **1.11 Epidemiologie von chronischer Sprunggelenksinstabilität**

Von allen muskuloskelettalen Verletzungen der unteren Extremität weisen laterale Sprunggelenksdistorsionen die höchste Wiederverletzungsrate auf (Gribble et al., 2016b; Hootman et al., 2007; Swenson et al., 2009). Es wird berichtet, dass das Wiederverletzungsrisiko im Folgejahr der ersten Sprunggelenksdistorsion um das doppelte erhöht ist (Gribble et al., 2016b; Hupperets et al., 2008; Janssen et al., 2011). Mehrere Sportarten übergreifende epidemiologische Übersichtsarbeiten im Verlauf des letzten Jahrzehnts zeigten hohe Prävalenzraten für chronische Sprunggelenksinstabilität (Attenborough et al., 2014; Gribble et al., 2016b; Mandarakas et al., 2014). Den aktuellen Forschungsstand zur Epidemiologie von chronischer Sprunggelenksinstabilität zeigen C.-I. Lin et al. (2021). Der Neuigkeitswert dieser Übersichtarbeit besteht darin, dass nur Studien (n=9), die die Einschluss- und Ausschlusskriterien des International Ankle Consortium (Gribble et al., 2013) eingehalten haben, eingeschlossen wurden. Die Prävalenz von chronischer Sprunggelenksinstabilität übergreifend für 1093 Sportler\*innen aus zwanzig verschiedenen Sportarten lag bei 25 % mit einer Spanne von 7 – 53 %. Unter den Sportlern, die bereits eine Sprunggelenksdistorsion in der Vergangenheit erlitten haben, lag die Prävalenz bei 46 % mit einer Spanne von 9 – 76 %. Die große Spannweite der Prävalenzangaben ist auf die Studienmethodik, die Eigenschaften der Sportler\*innen und die Belastungsanforderungen der jeweiligen Sportart zurückzuführen (C.-I. Lin et al., 2021).

### **1.12 Therapie von chronischer Sprunggelenksinstabilität**

Es gibt eindeutige Überschneidungen zwischen der Therapie von akuten Sprunggelenksdistorsionen und der Therapie von chronischer Sprunggelenksinstabilität. Gründe dafür sind zum einen, dass eine chronische Sprunggelenksinstabilität aus den Folgen der initialen Sprunggelenksdistorsion resultiert (*siehe 1.10 Wirkungsmechanismen, Punkt 1*), zum anderen ist das Ziel, bei beiden Beeinträchtigungen nachfolgende Distorsionen zu vermeiden. Zur einmaligen Sprunggelenksdistorsion kommt es bei Sportler\*innen mit gesunden Sprunggelenksfußkomplex durch eine einmalige unglückliche Situation (z.B. Gegnereinwirkung). Bei einer chronischen Sprunggelenksinstabilität hingegen können durch mehrmalige, wiederholte Sprunggelenksdistorsionen bereits vorhandene Beeinträchtigungen und sekundäre Schäden am Bandapparat

vorhanden sein (Hertel & Corbett, 2019). Autoren empfehlen, operative Therapiemethoden bei chronischer Sprunggelenksinstabilität - ähnlich wie bei akuten Sprunggelenksdistorsionen - nicht gegenüber konservativen Therapien zu bevorzugen. Generell sollte diese Therapieform nur bei Patient\*innen in Erwägung gezogen werden, bei denen eine konservative Behandlung keinen rehabilitativen Erfolg erzielt hat (McCriskin et al., 2015).

### 1.12.1 Trainingstherapie

Zur Einschätzung des aktuellen Forschungsstands zur Effektivität von trainingstherapeutischen Maßnahmen stehen zwölf Übersichtsarbeiten der letzten fünf Jahre zur Verfügung. Zwei Übersichtsarbeiten untersuchten den Effekt von Sprunggelenksmobilisation auf Sprunggelenksbeweglichkeit (Dorsalflexionsamplitude) und dynamisches Gleichgewicht (Hyunjoong Kim & Moon, 2022; Vallandingham et al., 2019). Vallandingham et al. (2019) schlossen zehn Studien, Hyunjoong Kim und Moon (2022) neun Studien in die Übersichtsarbeit ein. Da nur drei Jahre zwischen den Übersichtsarbeiten liegen, waren fünf Studien jeweils in beiden Übersichtsarbeiten eingeschlossen. Daher gehend schlussfolgerten beide Forschungsgruppen, dass Sprunggelenksmobilisation zu einer signifikanten Verbesserung der Dorsalflexionsbewegungsamplitude führt. Für das dynamische Gleichgewicht geben Vallandingham et al. (2019) widersprüchliche Effekte in den Studien an, wohingegen Hyunjoong Kim und Moon (2022) von einer eindeutigen Verbesserung des dynamischen Gleichgewichts berichten.

Zwei weitere Übersichtsarbeiten bewerteten den Einfluss von Training der intrinsischen Fußmuskulatur auf relevante Parameter von Sprunggelenksstabilität (Götz et al., 2022; J. Han et al., 2022). Götz et al. (2022) schlossen fünf Studien ein, von denen vier Studien die *Short-Foot Exercise*, eine Studie die *Towel- Curl Exercise* nutzten und eine ein Training der Zehen anwendete. Drei Studien wiesen einen großen, signifikant positiven Effekt der *Short-Foot Exercise* auf die subjektive Instabilität auf. Die *Short-Foot Exercise* und das Zehentrainingsprogramm hatten signifikant positive Effekte auf die Balance. Eine Studie stellte signifikant positive Auswirkungen der *Short-Foot Exercise* auf die Somatosensibilität fest. Alle drei Trainingsformen führten zu signifikanten ( $p < 0,05$ ) Verbesserungen funktioneller Aspekte.

J. Han et al. (2022) schlossen 11 Studien ein und schlussfolgerten, dass Krafttraining der Fuß- und Unterschenkelmuskulatur die beste Wahrscheinlichkeit hat, propriozeptive Verbesserungen (Gelenksstellungssinn) bei Personen mit chronischer Sprunggelenksinstabilität zu erzielen.

Ein positiver Effekt von Ganzkörpervibrationstraining auf statisches und dynamisches Gleichgewicht, Beinkraft, Gelenksstellungssinn und Muskelaktivität bei Personen mit chronischer Sprunggelenksinstabilität wurde in zwei Übersichtsarbeiten von Koshino und Kobayashi (2022) und Tan et al. (2022) berichtet. Hierbei sei zu erwähnen, dass die Trainingswirkung der Ganzkörpervibration in den Studien auch von den verschiedenen Trainingsformen abhing.

Insgesamt verglichen sechs Übersichtsarbeiten (Ahern et al., 2021; Jiang et al., 2022; Koshino & Kobayashi, 2022; Mollà-Casanova et al., 2021; Tsikopoulos, Mavridis, Georgiannos & Cain, 2018; Wagemans et al.,

2022) den Einfluss von Krafttraining und Gleichgewichtstraining auf die Gleichgewichtsfähigkeit, die Ergebnisse sind jedoch widersprüchlich.

Zunächst berichten Tsikopoulos, Mavridis, Georgiannos und Cain (2018), dass sowohl ein vier bis sechs Wochen langes, angeleitetes Gleichgewichtstraining als auch ein vier bis sechs Wochen andauerndes Krafttraining zu einer signifikanten Verbesserung des dynamischen Gleichgewichts führen. Zu ähnlichem Schluss kommen Mollà-Casanova et al. (2021) in ihrer Übersichtsarbeit. Anhand mittel bis hoher Evidenzqualität zeigte ein Gleichgewichtstraining signifikante Verbesserung der Funktionalität, Stabilität und des dynamischen Gleichgewichts. Krafttraining führte zu vergleichbaren Ergebnissen bei der Verbesserung von Stabilität und dynamischem Gleichgewicht aber schlechteren Resultaten bei der Funktionalität. Schließlich zeigen Ahern et al. (2021), dass Rehabilitationsprogramme, die Gleichgewichtstraining auf einem instabilen Untergrund (*wobble board*) und Krafttraining der Hüftmuskulatur beinhalteten, am effektivsten waren, die SEBT-Leistung zu erhöhen. Eine aktuelle Übersichtsarbeit von Jiang et al. (2022) zu diesem Thema weist darauf hin, dass Gleichgewichtstraining zu einer signifikanten Verbesserung des Gleichgewichts im Vergleich zu keinem Training führt, aber keine größeren Effekte als andere Trainingsformen erzielt. Somit zeigen diese vier Arbeiten einstimmig, dass sowohl Gleichgewichts- als auch Krafttraining zu einer Verbesserung der dynamischen Gleichgewichtsfähigkeit bei Personen mit chronischer Sprunggelenksinstabilität führen.

Konträre Ergebnisse präsentiert die Übersichtsarbeit von Luan et al. (2021). Krafttraining im Vergleich zur Kontrollbedingung (kein Krafttraining) führte zu Verbesserungen beim SEBT, die jedoch unter dem minimal messbaren Änderungswert lagen. Krafttraining führte außerdem zu keiner Verbesserung der subjektiven Einschätzung der Stabilität bei Aktivitäten des täglichen Lebens. Ähnliche Ergebnisse zeigt die Übersichtsarbeit von Koshino und Kobayashi (2022). Deren Analyse ergab, dass Gleichgewichtstraining nur die dynamische, nicht aber das statische Gleichgewicht verbesserte.

Insgesamt ist eine große Heterogenität an trainingstherapeutischen Maßnahmen mit verschiedenen Zielparametern zur Rehabilitation von chronischer Sprunggelenksinstabilität zu beobachten. In diesem Zusammenhang berichtet die Übersichtsarbeit von Wagemans et al. (2022), dass die angewendeten rehabilitativen Trainingsmaßnahmen zu einer Reduzierung des Risikos für Folgedistorsionen führen. Eine ausreichende Studienlage zur Bestimmung der optimalen trainingstherapeutischen Inhalte gibt es allerdings nicht. Das Trainingsvolumen variierte über die Interventionen in den Studien, beeinflusste jedoch nicht die Quote der Folgedistorsionen.

Unabhängig davon, welche Trainingstherapie am effektivsten ist, besteht die Übereinstimmung, dass ein multimodaler Ansatz bzw. eine Kombination von verschiedenen trainingstherapeutischen Methoden den rehabilitativen Erfolg vergrößert. So berichten vier Übersichtsarbeiten, dass eine Kombination aus Kraft- und Gleichgewichtstraining (Ahern et al., 2021; Koshino & Kobayashi, 2022; Tsikopoulos, Mavridis, Georgiannos & Cain, 2018), Funktionstraining und Beweglichkeitstraining (Tsikopoulos, Mavridis, Georgiannos &

Vasiliadis, 2018) zu einer besseren Therapie (als jede Maßnahme einzeln für sich) von chronischer Sprunggelenksinstabilität führt.

## 1.12.2 Sprunggelenksbandagen- und Taping

### 1.12.2.1 Arten von Sprunggelenksstützen

Wie bei akuten Sprunggelenksdistorsionen kommen auch bei chronischer Sprunggelenksinstabilität verschiedene Arten von Sprunggelenksstützen zur Prävention von Folgedistorsionen zum Einsatz.

Eine Möglichkeit, ein instabiles Sprunggelenk zu stützen, besteht darin, es mit einem Sporttape zu bandagieren. Eine wirkungsvolle Anwendung des Sporttapes ist von der Bandagenbeschaffenheit, der Körperposition des Betroffenen (Sitzposition mit gestreckten Beinen mit Dorsalextension und Eversion im Sprunggelenk während des Tapings), Bandagetechnik und Erfahrungsgrad des Anwenders abhängig (Delahunt et al., 2009; Miller et al., 2012).

Es gibt unterschiedliche Arten von Sprunggelenksbandagen, die in der Sportpraxis angewendet werden und deren Effekte bei chronisch instabilen Sprunggelenken auch untersucht wurden. In den im Rahmen der vorliegenden Dissertation durchgeführten Studien wurden elastische Sprunggelenksbandagen verwendet. Diese haben durch das elastische Material und verstärktes Gewebe um die Malleolengegend eine Kompressions- und Stabilisationswirkung für das Sprunggelenk. Die Größe der Bandage richtet sich nach dem Sprunggelenksumfang knapp oberhalb der Malleolen. Die Orthese bedeckt in etwa zwei Drittel des proximalen Teils des Fußes und ein Drittel des distalen Teils des Unterschenkels (Stotz et al., 2021).

Weiterhin gibt es weniger elastische Sprunggelenksbandagen aus nicht dehnbarem Material, die mit Schnürung oder Klettverschlüssen am Sprunggelenk angebracht werden. Diese Arten von Sprunggelenksbandagen gibt es ebenfalls mit zusätzlichen festen Seitenstützen (Miller et al., 2012; Parsley et al., 2013).

Grundsätzlich ist das Ziel der Sprunggelenksstützen die Bewegungsamplitude im Sprunggelenk zu verringern, sodass keine exzessiven und verletzungsanfälligen Gelenkpositionen (starke Inversion und Innenrotation) zustande kommen. Nicht elastische Sprunggelenksbandagen mit Seitenstützen sind daher ausgerichtet, die Bewegungsamplitude in der Frontalebene zu verringern und zeigen eine stärkere mechanische Wirkung im Vergleich zu elastischen Sprunggelenksbandagen (Fuerst et al., 2021; Hubbard & Cordova, 2010; Keene et al., 2016).

Maximale Sprunggelenksstabilität bieten feste Sprunggelenksorthesen, die die Bewegungsamplitude in allen Ebenen limitieren. Ein Beispiel ist der „walker boot“ aus der Studie von Keene et al. (2016). Diese Orthese fixiert das Sprunggelenk und bedeckt den gesamten Unterschenkel und Fuß (bis auf die Zehen). Solche Orthesen können in den ersten Wochen nach Operationen am Sprunggelenk genutzt werden. Alle genannten Sprunggelenksstützen haben eigene physikalische und materiale Eigenschaften, die deren Wirkungsweisen beeinflussen (Parsley et al., 2013).

### 1.12.2.2 Effektivität zur Therapie von chronischer Sprunggelenksinstabilität

Die zusammenfassende Übersichtsarbeit von Doherty et al. (2017) schloss neun Übersichtsarbeiten (Dizon & Reyes, 2010; Evans & Clough, 2012; Handoll et al., 2001; McGuine & Keene, 2006; Thacker et al., 1999; Thacker Stephen B. et al., 2003; Verhagen et al., 2000; Verhagen & Bay, 2010; Zöch et al., 2003) zur Beurteilung der Effektivität von Sprunggelenksstützen bei chronischer Sprunggelenksinstabilität ein. In absoluter Übereinstimmung schlussfolgerten alle neun Autorengruppen, dass Sprunggelenksbandagen ein effektives Mittel zur Prävention von wiederkehrenden Sprunggelenksdistorsionen sind.

Bezüglich des Tapings von Sprunggelenken berichten zwei Übersichtsarbeiten (Evans & Clough, 2012; Thacker Stephen B. et al., 2003), dass keine eindeutige Effektivität nachgewiesen werden konnte, wohingegen drei weitere Übersichtsarbeiten die Nutzung von Sporttaping zur Verletzungsprävention befürworteten (Dizon & Reyes, 2010; Verhagen et al., 2000; Verhagen & Bay, 2010). Die Reduktion der Sprunggelenksdistorsionen durch Sprunggelenksstützen betrug bis zu 69 % bei Sprunggelenksbandagen und 71 % bei Sprunggelenkstapes (Bellows & Wong, 2018; Dizon & Reyes, 2010; Handoll et al., 2001; Verhagen & Bay, 2010).

### 1.12.2.3 Präventive Wirkungsmechanismen von Sprunggelenksstützen

Ein eigener Forschungszweig der Sprunggelenksdistorsionsforschung beschäftigt sich mit den präventiven Mechanismen von Sprunggelenksstützen. Eine Vielzahl an Studien und Übersichtsarbeiten (Biz et al., 2022; Fuerst et al., 2021; Megalaa et al., 2022; Papadopoulos et al., 2005; Rowe et al., 2022; Tamura et al., 2017; Yamauchi & Koyama, 2015) zeigen, dass Sprunggelenksbandagen die exzessiven Sprunggelenksamplituden in Sagittal- und Frontalebene in verschiedenen sportlichen Aktivitäten limitieren und dadurch verletzungsanfällige Gelenkpositionen vermieden werden. Weiterhin gibt Papadopoulos et al. (2005) an, dass Sprunggelenksstützen eine positive Wirkung auf Propriozeption haben. Diese Feststellung wurde jedoch auf Basis von zwei Studien getroffen und der unzureichende Forschungsstand zur Wirkung auf Propriozeption wurde von Hughes und Rochester (2008) bestätigt. In der aktuellen Übersichtsarbeit von Raymond et al. (2012), die mit valideren Einschlusskriterien für propriozeptive Studien vorging, zeigte sich jedoch, dass Sprunggelenksbandagen- oder Tapes keinen Einfluss auf Propriozeption bei Personen mit chronischer Sprunggelenksinstabilität haben und dadurch kein verletzungspräventiver Effekt in dieser Hinsicht besteht. Ähnliche fehlende Wirkung berichten Yalfani und Raeisi (2021) hinsichtlich Bodenreaktionskräften bei seitlichen Landungen bei Personen mit chronischer Sprunggelenksinstabilität. Sprunggelenksstützen zeigten keinen Einfluss auf Höhe und Anstiegsrate von Bodenreaktionskräften. Ein bestätigter verletzungspräventiver Faktor, den Hubbard und Cordova (2010) zeigten, ist die signifikante Verringerung von (erhöhter) Nachgiebigkeit durch Applikation eines Sporttapes am Sprunggelenk. Auch wenn trotz Tape immer noch eine höhere Nachgiebigkeit im verletzten Sprunggelenk im Vergleich zum gesunden Sprunggelenk oder im Vergleich zu Kontrollprobanden bestand, kann der Unterschied für die Verletzungsprävention relevant sein. Sprunggelenksstützen können auch einen Einfluss auf neuromuskuläre Komponenten haben. Mehrere Studien zeigen, dass die mechanische Stabilität zu einer Verringerung des Aktivitätslevels der Peronealmuskulatur führen kann (Barlow et al., 2015; Biz et al., 2022; Feger et al., 2014; Fuerst et al., 2021; L. Konradsen &

Højsgaard, 1993). Einerseits kann das zu einem entlastenden Effekt führen, da eine frühere und damit längere Muskelaktivität zu einer schnelleren Ermüdung der Peronealmuskulatur führen kann. Auf der anderen Seite wäre ein niedrigerer Aktivitätslevel der Peronealmuskulatur ohne die stabilisierende Wirkung der Sprunggelenksstütze mit einer höheren Instabilität im Sprunggelenk verbunden.

Im Kontext der Muskulatur wurde der Einfluss von einer elastischen Sprunggelenksbandage, einer Sprunggelenksschiene und der Kontrollbedingung (Barfuß) auf die Plantarflexionskraft und Zehengreifkraft untersucht (Yamauchi & Koyama, 2015). Während die Zehenkraft mit der Sprunggelenksschiene niedriger war als mit der Sprunggelenksbandage und der Barfußbedingung, gab es zwischen letzteren keinen statistisch signifikanten Unterschied. Die Sprunggelenksschiene zeigte eine signifikant niedrigere Plantarflexionskraft als die Sprunggelenksorthese und diese wiederum niedrigere Kraftwerte als die Barfußbedingung.

Über den Einfluss von Sprunggelenksstützen auf das dynamische Gleichgewicht gib es widersprüchliche Standpunkte: Tsikopoulos et al. (2020) schlussfolgern in ihrer Übersichtsarbeit, dass Sprunggelenksstützen keine effektivere Wirkung auf das dynamische Gleichgewicht im Vergleich zu Kontrollbedingungen (keine Intervention oder Placebotaping) aufweisen. Reyburn und Powden (2020) geben jedoch an, dass Sprunggelenksstützen einen starken Effekt auf das dynamische Gleichgewicht, gemessen am SEBT und YBT, haben. Gründe für diesen Widerspruch könnten in den methodischen Unterschieden (Einschlusskriterien, Bewertung des Evidenzlevels, Anzahl an eingeschlossenen Studien usw.) der beiden Übersichtsarbeiten liegen, es bedarf allerdings weiterer Forschung, um den Sachverhalt zu klären.

Abschließend sollte die positive psychologische Wirkung von Sprunggelenksbandagen erwähnt werden. Mehrere Studien zeigen, dass obwohl die Sprunggelenksstütze keinen Einfluss auf getestete funktionelle Leistungsparameter hatte, die Proband\*innen eine Reihe positiver psychologischer Effekte wie erhöhtes Stabilitätsgefühl, Selbstvertrauen, verringerte Verletzungsangst usw. angaben (Delahunt, McGrath et al., 2010; Hunt & Short, 2006; Sawkins et al., 2007; Yalfani & Raeisi, 2021).

Zusammenfassend lässt sich festhalten, dass mögliche präventive Effekte dadurch begründet sein können, dass manche - aber nicht alle - Defizite und Einschränkungen der chronischen Sprunggelenksinstabilität durch die Sprunggelenksbandagen- und Tapes kompensiert werden.

#### 1.12.2.4 *Wirkung von Sprunggelenksstützen auf sportmotorische Leistungsparameter*

Mehrere ältere Übersichtsarbeiten (Bot & van Mechelen, 1999; Bot Sandra D.M. et al., 2003; Cordova et al., 2005) waren sich einig, dass Sprunggelenksstützen sich nicht oder nur minimal negativ auf leistungssportliche Parameter wie vertikale Sprunghöhe, Laufgeschwindigkeit, Bewegungsschnelligkeit und Standweitsprung auswirken. In den letzten zwanzig Jahren sind jedoch wiederholt gegenteilige Studienergebnisse aufgekommen. Zum Beispiel zeigen Sanioglu et al. (2009) signifikante Einbußen in vertikaler Sprunghöhe durch Sprunggelenksbandage bei hochrangigen Taekwondo Kämpfern. Ähnliche Beobachtungen machten You et al. (2020) bei der Sprunghöhe nach einem drei Schritt Anlauf bei Profivolleyballspielern. In diesem Kontext berichten Mann et al. (2019), dass Sprunggelenksbandagen sich ebenfalls negativ auf die



Sprungleistung in horizontale und vertikale Richtung auswirken, jedoch keinen Einfluss auf Bewegungsschnelligkeiten haben. Bemerkenswert sind dazu die konträren Ergebnisse von Ambegaonkar et al. (2011), die einen Einfluss der Sprunggelenksbandage auf Bewegungsschnelligkeit, aber nicht auf Sprungleistung berichteten. Unterschiede in der Studienmethodik, insbesondere physikalische Eigenschaften der Sprunggelenksstützen, Probandengruppen, Anforderung der motorischen Tests usw., könnten für die unterschiedlichen Ergebnisse verantwortlich sein.

Aufgrund der größeren Anzahl neuer Publikationen und der Widersprüchlichkeit der Forschungsergebnisse besteht weiterer Forschungsbedarf. Übersichtsarbeiten sollten den Forschungsstand zum Einfluss von Sprunggelenksstützen auf sportmotorische Leistungsfähigkeit neu evaluieren.

### **1.13 Forschungsdefizite**

Wie in den Kapiteln „1.7 Therapie von Sprunggelenksdistorsionen“ und „1.12 Therapie von chronischer Sprunggelenksinstabilität“ beschrieben, haben Sprunggelenksbandagen einen verletzungspräventiven Effekt und verringern das Risiko für Folgedistorsionen (Doherty et al., 2017). Da jedoch die Forschungslage hinsichtlich möglicher sensomotorischer und biomechanischer Erklärungsmechanismen für diesen verletzungspräventiven Effekt unzureichend ist, ist unklar, ob sich die positive Wirkung von Sprunggelenksbandagen auf funktionelle und oder mechanische Defizite der Sprunggelenksinstabilität bezieht. Sowohl Defizite im statischen als auch dynamischen Gleichgewicht sowie instabile Landebiomechanik gehen mit einer erhöhten Verletzungsrate der unteren Extremität einher (Padua et al., 2015; Plisky et al., 2006). Da Sprunggelenksbandagen das Verletzungsrisiko verringern, ergibt sich die Hypothese, dass die Anwendung einer Bandage eine Verbesserung des Gleichgewichts oder der Landebiomechanik bzw. beider Aspekte zur Folge hat. Dahingehende Untersuchungen zur Wirkung von Sprunggelenksbandagen wurden bislang allerdings nur mit gesunden Probanden durchgeführt (Broglia et al., 2009; DiStefano et al., 2008; Hueber et al., 2017; Plisky et al., 2006). Weiterhin unterscheiden sich die Ergebnisse in Abhängigkeit von der Art der verwendeten Sprunggelenksbandage, sodass eine unzureichende Forschungslage zu elastischen Bandagen mit kleinerer mechanischer Wirkung vorliegt (Maeda et al., 2016). Abhängig davon, ob die elastische Sprunggelenksbandage einen Einfluss auf sensomotorische Parameter (statisches und dynamisches Gleichgewicht) und/ oder mechanische Parameter (Bewegungsamplitude im Gelenk) hat, könnte der verletzungspräventive Effekt von Sprunggelenksbandagen differenzierter einer der Wirkungsweisen zugeschrieben werden.

Ein anderes Forschungsdefizit betrifft die Frage, ob und wie sich eine Sprunggelenksbandage auch auf eher unterbewusst bzw. unbewusst gesteuerte einfache habituelle Bewegungen wie dem Laufen auswirkt. Frühere Studien untersuchten lediglich die Wirkung der Sprunggelenksbandage auf die Laufkinematik bei anderen sportlichen Aktivitäten wie Sprints, Sprüngen und Tests zur Agilität (Beriau et al., 1994; Bocchinfuso et al., 1994; Gross et al., 1994). Studien, die die Kinematik der unteren Extremität beim Laufen untersuchten, wendeten die Bandagen nur bei gesunden Probanden oder Coper von Sprunggelenksdistorsionen an (Cordova

et al., 2000; Parsley et al., 2013; Tamura et al., 2017; Vanwanseele et al., 2014). Sofern die Sprunggelenksbandage einen Einfluss auf die Sprunggelenkskinematik hat, ist bisher unklar, ob dieser einem Verletzungspräventiven Effekt zugeordnet werden kann.

Ausgehend von dem Einfluss der Sprunggelenksbandage auf die Sprunggelenkskinematik in der Sagittalebene bei gesunden Sportlern (Cordova et al., 2000; Tamura et al., 2017), ergibt sich die weiterführende Frage, ob diese Winkeländerungen zu einem anderen Fußaufsatz führen. Das Fußaufsatzverhalten kann von verschiedenen Parametern wie Schuheigenschaften, Laufuntergründen, Laufgeschwindigkeit, Gewohnheit etc. beeinflusst werden (Bovalino & Kingsley, 2021; Hollander et al., 2014; Hollander et al., 2017; Hollander et al., 2019; Hollander, Villiers et al., 2018). Trotz der großen Anzahl an Einzeluntersuchungen und Übersichtsarbeiten liegen keine Erkenntnisse über den Effekt einer Sprunggelenksbandage hinsichtlich des Fußaufsatzverhaltens vor.

## 1.14 Ziele und Hypothesen der Dissertation

Das primäre Ziel der vorliegenden Dissertation ist es, den Einfluss einer elastischen Sprunggelenksbandage auf sportmotorische, sensomotorische und biomechanische Funktionen zu überprüfen und dadurch mögliche Mechanismen für den verletzungspräventiven Effekt von Sprunggelenksbandagen aufzudecken. Dabei sollen erstmalig auf Personen mit chronischer Sprunggelenksinstabilität und Kontrollproband\*innen hinsichtlich der Effekte dieser Parameter verglichen werden.

- Artikel 1: Bei dem ersten Artikel handelt es sich um eine Querschnittsstudie mit Messwiederholung. Das Ziel ist es, den Einfluss einer elastischen Sprunggelenksbandage auf die Landebiomechanik, das statische und dynamische Gleichgewicht und die Dorsalflexionsbewegungsamplitude bei Personen mit chronischer Sprunggelenksinstabilität im Vergleich zu gesunden Erwachsenen zu untersuchen.  
Hypothese: Personen mit chronischer Sprunggelenksinstabilität werden im Vergleich zu Kontrollproband\*innen eine schlechtere Landebiomechanik, defizitäres statisches und dynamisches Gleichgewicht und geringere Dorsalflexionsbewegungsamplitude aufweisen. Die Sprunggelenksbandage wird die sensorischen und biomechanischen Leistungsparameter bei Personen mit chronischer Sprunggelenksinstabilität verbessern.
- Artikel 2: Beim zweiten Artikel handelt es sich ebenfalls um eine Querschnittsstudie mit Messwiederholung. Das Ziel dieser Studie ist es, den Einfluss einer elastischen Sprunggelenksbandage auf die Sprunggelenkskinematik in Frontal- und Sagittalebene beim Laufen bei Personen mit chronischer Sprunggelenksinstabilität im Vergleich zu gesunden Erwachsenen zu untersuchen.  
Hypothese: Bei Personen mit chronischer Sprunggelenksinstabilität wird im Vergleich zu Kontrollproband\*innen eine größere Sprunggelenksbewegungsamplitude in Frontal- und Sagittalebene beim Laufen vorhanden sein. Die Sprunggelenksbandage wird die Bewegungsamplitude im Sprunggelenk in Frontal- und Sagittalebene bei Personen mit chronischer Sprunggelenksinstabilität verringern und die Unterschiede zwischen den Testgruppen reduzieren.
- Artikel 3: Auch der dritte Artikel wurde im Querschnittsdesign mit Messwiederholung durchgeführt. Das Ziel der Untersuchung ist es, den Einfluss einer elastischen Sprunggelenksbandage auf das Fußaufsatzverhalten beim Laufen bei Personen mit chronischer Sprunggelenksinstabilität im Vergleich zu gesunden Erwachsenen zu untersuchen.  
Hypothese: Das Fußaufsatzverhalten von Personen mit chronischer Sprunggelenksinstabilität wird durch die mechanische Stabilitätswirkung durch die Sprunggelenksbandage stärker beeinflusst als bei den Kontrollproband\*innen.

## 2 Is an Elastic Ankle Support Effective in Improving Jump Landing Performance, and Static and Dynamic Balance in Young Adults With and Without Chronic Ankle Instability?

Cornelius John, Andreas Stotz, Julian Gmachowski, Anna Lina Rahlf, Daniel Hamacher,

Karsten Hollander, and Astrid Zech

### Abstract

**Context:** In some patients, ankle sprains lead to chronic symptoms like pain or muscular weakness called chronic ankle instability (CAI). External ankle supports have shown to be effective in preventing sprains and reducing recurrence, but the underlying mechanisms are unclear. As sensorimotor variables are associated with injury incidence, an influence of external ankle support on landing performance and balance seems plausible.

**Objective:** To analyze the effects of an elastic ankle support on jump landing performance and static and dynamic balance in patients with CAI and healthy controls. **Design:** Crossover study. Setting: Functional tests in a laboratory setting. **Patients or Other Participants:** Twenty healthy students and 20 patients with CAI were included for study participation based on their scores in ankle stability and function questionnaires.

**Intervention:** Healthy and CAI participants performed each test with and without an elastic ankle support.

**Main Outcome Measures:** (1) Jump landing performance was measured with the Landing Error Scoring System, (2) static balance was assessed with the Balance Error Scoring System, and (3) dynamic balance was assessed using the Y Balance Test. Linear mixed models were used to analyze the effects of the elastic ankle support on sensorimotor parameters.

**Results:** Healthy controls performed significantly better in the Landing Error Scoring System ( $P = .01$ ) and Y Balance Test anterior direction ( $P = .01$ ). No significant effects of elastic ankle support on Landing Error Scoring System, Balance Error Scoring System, or Y Balance Test performance were observed in the CAI or control group. There were no significant group-by-ankle support interactions.

**Conclusions:** In the current study, the acute use of elastic ankle support was ineffective for enhancing jump landing performance, and static and dynamic balance. Further research is needed to identify the underlying mechanisms of the preventive effects of elastic ankle support.

**Keywords:** ankle sprain, Landing Error Scoring System, Balance Error Scoring System, Y Balance Test

## 2.1 Introduction

Epidemiological literature disclosed that ankle sprains or strains account for the highest injury incidence rate of the lower extremity (Lambers et al., 2012). Following an acute traumatic ankle sprain with ligamentous damage caused by excessive inversion or supination of the foot, the risk of reinjury increases (Gribble et al., 2016b; Hertel, 2002). Some authors reported that about one-third of patients with ankle sprains sustain at least one recurrent sprain within a period of 3 years (van Rijn et al., 2008; Verhagen & Bay, 2010). In addition, almost three-quarters of patients suffer from persistent symptoms, such as pain, weakness, or instability, for up to 4 years after injury (Anandacoomarasamy & Barnsley, 2005). The permanence of symptoms following the first ankle sprain incident is known as chronic ankle instability (CAI). The CAI can be defined as “an encompassing term used to classify a subject with both mechanical and functional instability of the ankle joint” (Delahunt, Coughlan et al., 2010). For being classified as a CAI patient, the residual symptoms joint instability, pain, or weakness should be present for at least one year after the initial injury. To date, a high number of studies and systematic reviews dealing with the treatment of CAI and prevention of recurrent injury exists (Barelds et al., 2018; Doherty et al., 2017; McGovern & Martin, 2016). Recently, a meta-analysis of systematic reviews assessing the treatment of CAI has been published (Doherty et al., 2017). According to this analysis, most studies used surgical interventions, exercise therapy, manual therapy, and external supports for the treatment of CAI. The existence of 9 systematic reviews including 63 individual reports evaluating the usefulness of external supports, such as taping, bracing, or orthotics, for the treatment of CAI underpins the high relevance of this topic in sport scientific research (Doherty et al., 2017). Although it was shown that external support interventions can reduce the risk of ankle sprains in patients with CAI and healthy subjects (Barelds et al., 2018; Dizon & Reyes, 2010), it remains unclear which mechanisms in detail lead to CAI and therefore to the reduction in recurrence rates by external support interventions (Dizon & Reyes, 2010; Doherty et al., 2017; Hertel, 2002; Hiller et al., 2011). Hertel, 2002 reported that either mechanical or functional instability may cause CAI. While mechanical instability refers to the anatomic structures, such as ligaments, tendons, or muscles, functional instability, is associated with proprioceptive, neuromuscular, postural, or strength deficits. Interactions between mechanical and functional instability lead to recurrent ankle sprains, chronicity of symptoms, and may favor the development of CAI. The question remains whether external ankle supports rather lead to an enhancement of functional or mechanical or both components.

Functional components, such as static and dynamic balance and poor landing biomechanics, have been shown to be associated with lower-extremity injury incidence (Padua et al., 2015; Plisky et al., 2006). In addition, external ankle supports were found to be effective in preventing ankle injuries and reduce recurrences (Barelds et al., 2018). Therefore, an influence of an elastic ankle support on functional ankle instability parameters, such as balance and landing performance, seems plausible. Thus, in the current study, we aimed to evaluate the efficacy of an elastic external ankle support on static balance, dynamic balance, and jump landing performance

among young adults with CAI compared with healthy counterparts. We hypothesized that the elastic ankle support is effective in improving jump landing performance and balance, at least in subjects with CAI.

## **2.2 Methods**

### **2.2.1 Design**

In order to verify our hypothesis, we used a crossover study design.

### **2.2.2 Participants**

We recruited 20 students with CAI (CAI group) and 20 students without CAI (control group) separately for participation. The CAI group consisted of 12 females and 8 males with a mean age of 23.3 [3.3] years, (height 173.3 [8.9] cm and weight 68.4 [11.6] kg), whereas the control group had 5 females and 15 males with a mean age of 25.5 [3.4] years (height 176.3 [7.7] cm and weight 73.8 [9.6] kg). Every participant received a study information sheet. Prior to the beginning of the measurements, participants signed a written informed consent. Ethical approval has been obtained by the institutional review board in the spirit of the Declaration of Helsinki.

### **2.2.3 Procedures**

Prior to testing, we obtained eligibility for study participation. We used the standard inclusion criteria defined by Gribble et al., 2013 with a history of at least one significant ankle sprain (associated with inflammatory symptoms, at least one day of physical activity interruption and at least 12 mo prior to study enrolment), a history of “giving way” and/or recurrent sprain and/or “feelings of instability” as well as a foot and ankle function questionnaire. In a separate questionnaire session, potential participants completed the Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT) (Hiller et al., 2006), Foot and Ankle Ability Measure (FAAM) (Nauck & Lohrer, 2011), and some additional questions, such as date of initial sprain, total number of sprains, “feelings of instability,” or “giving way.” To be included in the CAI group, the CAIT score had to be  $\leq 24$ , and the FAAM subscales had to be  $< 90\%$  (activities of daily living) and  $< 80\%$  (sport), respectively. Further exclusion criteria were defined as history of previous surgeries or fractures in either lower-extremity or acute musculoskeletal injury of the lower-extremity in the previous 3 months leading to at least one day of interruption of physical activity (Gribble et al., 2013). If both ankles were affected, we defined the ankle with the lower CAIT score as the testing limb. Control participants completed the CAIT and FAAM as well. As soon as no history of surgeries or fractures of the lower limbs, no acute injuries, and a CAIT score  $> 24$  was apparent, subjects were suitable for participation. In control participants, the ankle with the higher CAIT score was defined as testing limb. In case of an equal CAIT score for both ankles, we tested the landing limb. We measured ankle circumference just above the malleoli for the suitable participants in order to procure the elastic ankle support in the appropriate size.

We conducted all measurements in one testing session. We obtained demographic and anthropometric data, such as age, sex, body height, body weight, and leg lengths. Ankle dorsiflexion range of motion (ADROM) was measured using the weight-bearing lunge test (Bennell et al., 1998). For this test, participants were asked

to place their foot perpendicular to a wall and to move the knee toward the wall. The aim of the test was to determine the maximum distance from the big toe to the wall, while the knee touches the wall without lifting the heel. The test was conducted twice under 3 different conditions in a randomized order: (1) tested ankle without elastic ankle support, (2) tested ankle with elastic ankle support, and (3) unaffected ankle. Mean values of 2 trials were recorded for data analysis. Main outcome measures were jump landing performance and static and dynamic balance. We assessed jump landing performance based on the Landing Error Scoring System (LESS), static balance with the Balance Error Scoring System (BESS), and dynamic balance through the Y Balance Test (YBT). Every participant conducted the tests in the previously mentioned order. All tests were performed with and without an elastic external ankle support (Actimove TaloMotion Life; BSN medical, Hamburg, Germany). The elastic ankle support conforms to every individual shape of ankle and possesses 2 viscoelastic pelottes surrounding the medial and lateral malleolus providing compression and stabilization of the ankle. We randomized the testing condition (with or without ankle support first). There was no type of blinding during the complete testing session.

The LESS is a jump landing–rebound task to evaluate a participant’s landing performance after a drop jump and was conducted according to the procedure described by Padua et al., 2009. A box (height 30 cm) was placed in a defined distance (50 % of the participant’s body height) to a landing line. Two video cameras (LEGRIA HF R86; Canon, Tokyo, Japan and HDR-SR12; Sony, Tokyo, Japan) were set up frontal and lateral to the landing line. We instructed participants to stand on the box with their shoes on and jump off the box with both feet in the direction of the landing line. Immediately after landing, the participant had to rebound for a maximal vertical jump. To assure that the participants understood the task and to avoid any incorrect trials, participants were asked to conduct some practice trials until they were familiar with the testing procedure. Every subject performed 3 valid trials. If the participant did not jump off the box with both feet simultaneously, jumped visibly in the vertical direction, did not jump over the landing line, or did not complete the task in a fluid manner, the respective trial was repeated. Data analysis was conducted by screening the relevant video sequences on a computer by one tester in order to avoid interrater reliability bias. We prepared a LESS scoring sheet<sup>14</sup> for every participant, and condition with total scores ranging from 0 to 19. Higher values indicate a poorer landing performance. We used the mean value derived from 3 trials for data analysis. The LESS has shown to be a reliable and valid screening tool for high-risk movements during landing (Padua et al., 2015).

The BESS is an inexpensive and easily applicable testing device for assessing static balance (Bell et al., 2011). The test challenges the participants to take in 3 different stance conditions (double-limb stance, single-limb stance, and tandem stance) on 2 different surfaces (firm vs foam). Each stance condition lasted for 20 seconds. Participants were asked to stand as still as possible during the 20 seconds having the eyes closed and the hands placed on the iliac crest. Every single stance condition was video captured with one camera (LEGRIA HF R86; Canon). We rated participants based on defined errors, such as opening eyes, lifting hands off the iliac crest, stepping, stumbling or falling out of the stance position, moving forefoot or heel, hip abduction greater than

30°, or being unable to return to the stance position in less than 5 seconds. The higher the BESS score, the poorer the static stability. Errors were counted retrospective by one BESS experienced tester by screening the relevant video sequences. For every stance condition, a maximum of 10 errors is possible. For data analysis, we used the total BESS scores for both conditions (with/without elastic ankle support). Finnoff et al., 2009 reported that the BESS interrater reliability is rather poor. Thus, error assessment took place by only one tester in order to avoid interrater reliability bias. Intrarater reliability has shown to be moderate to good except the single-leg stance condition on unstable surface (Finnoff et al., 2009). We tried to increase intrarater reliability by video capture and by the possibility to review ambiguous situations. The BESS has moderate- to high-criterion-related and construct validity (Bell et al., 2011).

The YBT is a functional test for the lower-extremity assessing a participant's dynamic balance (Gribble et al., 2012). It is the shortened version of the Star Excursion Balance Test (SEBT) and provides an easy and time-efficient way to evaluate postural control performance among physically active people. We instructed participants to place the most distal aspect of their big toe of the tested leg in the middle of 3 measuring tapes stuck on the floor (Filipa et al., 2010). The measuring tapes were aligned in the anterior, posteromedial, and posterolateral directions. After the participants were asked to reach the contralateral limb as far as possible in the anterior, posteromedial, and posterolateral direction, we measured the maximal distance reached. During that task, hands were placed on the iliac crest. Errors were defined as hands losing contact with the iliac crest, lifting the forefoot or heel of the stance leg, losing balance or weight was transferred onto the reaching leg during a trial. If an error occurred, the trial in the respective direction was repeated. To reduce training effect bias, every participant performed 3 training attempts in each direction prior to performing 3 measuring trials. As leg lengths between the participants are mostly unequal and to provide comparable results, we normalized distances to leg length by dividing the absolute value by the participant's leg length. Thus, results were recorded as a percentage of leg length (Gribble & Hertel, 2003). For data analyses, we used the mean value of 3 valid trials. Especially for people with lower-extremity conditions, such as CAI the SEBT, has shown to be a valid and reliable tool to assess dynamic balance and postural control deficits (Gribble et al., 2012).

#### **2.2.4 Statistical Analyses**

We analyzed between-group differences of anthropometric data and gender distribution using univariate analysis of variance and the chi-square test, respectively. We built 2-level random intercept models (level 1: measurements within a participant and level 2: participants) to predict each of the outcome variables ADROM, LESS, BESS, YBT anterior, YBT posteromedial, and YBT posterolateral. The condition (with or without elastic ankle support), group (CAI vs control group), and the condition-by-group interaction effects were considered fixed factors in each model. The level of significance was set at  $P < .05$ .



## 2.3 Results

Anthropometric characteristics for the CAI and control group can be found in Table 1. Univariate analysis of variance revealed significant age differences ( $P = .04$ ) between the CAI and control groups. Chi-square test revealed a significantly different gender distribution between groups. No differences ( $P > .05$ ) were found for the other anthropometric characteristics. Means and SDs for the LESS, BESS, and YBT performance for both groups under both conditions can be seen in Table 2. Linear mixed-model analyses revealed that wearing the elastic ankle support did not influence LESS, BESS, or YBT scores in both groups (Table 3). We found that the control group performed significantly better in the LESS ( $P = .01$ ) and YBT anterior reach distance ( $P = .01$ ) than the CAI group. No significant group effects were observed for the BESS, YBT posteromedial, and posterolateral variables ( $P > .05$ ). No condition-by-group interaction effects on the measured variables were observable ( $P > .05$ ). At least, ADROM was not affected by condition, group, or the condition-by-group interaction ( $P > .05$ ).

Table 2-1 Anthropometric Characteristics of the CAI and Control Group, and Between-Group Differences ( $P$ )

	CAI group (n = 20)	Control group (n = 20)	P
Age, y	23.3 (3.3)	25.5 (3.4)	.04
Sex (male/female)	8/12	15/5	.002
Height, cm	173.3 (8.9)	176.3 (7.7)	.26
Weight, kg	68.4 (11.6)	73.8 (9.6)	.12

Abbreviations: CAI, chronic ankle instability

Table 2-2 Mean LESS, BESS, YBT, and ADROM Results and SDs for the CAI Group and Control Group Under Different Testing Conditions (Supported vs Unsupported Conditions)

Variable	CAI group (n = 20)		Control group (n = 20)	
	Unsupported	Supported	Unsupported	Supported
LESS (errors)	7.4 (1.6)	7.4 (1.8)	6.1 (1.5)	6.3 (2.0)
BESS (errors)	9.8 (3.8)	10.5 (4.0)	11.4 (3.7)	12.7 (4.6)
YBT anterior (% of leg length)	65.1 (3.9)	66.1 (4.8)	69.1 (5.1)	68.7 (4.7)
YBT posteromedial (% of leg length)	110.2 (6.6)	110.5 (6.4)	110.1 (11.2)	109.1 (11.2)
YBT posterolateral (% of leg length)	105.4 (7.3)	106.4 (7.5)	99.9 (11.7)	100.0 (12.4)
ADROM, cm	11.6 (3.4)	11.5 (3.4)	12.7 (3.1)	12.7 (3.2)

Abbreviations: ADROM, ankle dorsiflexion range of motion; BESS, Balance Error Scoring System; CAI, chronic ankle instability; LESS, Landing Error Scoring System; supported, with elastic ankle support; unsupported, without elastic ankle support; YBT, Y Balance Test.

## Artikel 1: Is an Elastic Ankle Support Effective in Improving Jump Landing Performance, and Static and Dynamic Balance in Young Adults With and Without Chronic Ankle Instability?

Table 2-3 Group, Condition, and Group-by-Condition Effects (B) and Significance Values (P) on LESS, BESS, and YBT Performance

	ADROM	LESS	BESS	YBT anterior	YBT posteromedial	YBT posterolateral
Condition effect	$B = -.038$ $P = .83$	$B = -.001$ $P = .10$	$B = .700$ $P = .37$	$B = .973$ $P = .15$	$B = .299$ $P = .69$	$B = .992$ $P = .48$
Group effect	$B = 1.113$ $P = .29$	$B = -1.400$ $P = .01$	$B = 1.621$ $P = .22$	$B = 4.014$ $P = .01$	$B = -.167$ $P = .95$	$B = -6.048$ $P = .06$
Condition × group effect	$B = .060$ $P = .81$	$B = .202$ $P = .63$	$B = .563$ $P = .61$	$B =$ $-1.215$ $P = .20$	$B = -1.245$ $P = .24$	$B = -.426$ $P = .83$

Abbreviations: BESS, Balance Error Scoring System; LESS, Landing Error Scoring System; YBT, Y Balance Test.

### 2.4 Discussion

As the main finding of the current study, we found that an elastic external ankle support did not influence jump landing performance as well as static and dynamic balance neither in patients with CAI nor in healthy control participants. While control participants performed significantly better in the LESS and YBT anterior reach direction under both conditions, no such group effects were found for the other parameters. The elastic ankle support did not influence ADROM in both groups. Based on our results, it seems that the elastic ankle support we used for the current study does not enhance landing performance or balance ability in CAI or healthy subjects. Therefore, our hypothesis can be refused. Regarding the influence of an external ankle support on LESS results, our findings are in line with these of Hueber et al., 2017 who showed no differences in landing performance between a braced ankle condition and an unsupported condition. In contrast to the current approach, authors did not include patients with CAI but 30 healthy college students for their study to investigate the primary preventive effect of ankle bracing on functional performance. Therefore, study results are not entirely transferable, but both give an indication that external ankle support does not influence landing characteristics. This assumption gets confirmation by another study conducted by DiStefano et al., 2008 who showed that wearing prophylactic ankle braces reduces ankle sagittal-plane motion but does not influence vertical ground reaction forces. The authors assume that an increased knee flexion angle while landing compensates the restriction in ADROM. A reduced ankle dorsiflexion based on wearing the elastic ankle support was not observed in the current study. It might be that rigidity of our ankle support is not sufficient for limiting ADROM. Combining these study results, it can be assumed that wearing ankle support does not influence jump landing performance in healthy participants as well as in patients with CAI.

Furthermore, we found that an elastic ankle support did not change BESS scores in patients with CAI and in healthy controls. Our results further revealed that BESS performances slightly decrease while wearing an elastic ankle support. This result is in accordance with Broglio et al., 2009 who showed that ankle supports have negative impact on BESS performance. The authors compared BESS results under a barefoot, bilateral ankle taping, and bilateral laced bracing device condition among 19 healthy young adults. The best BESS results were observed under the barefoot condition indicating that external ankle supports further inhibit static stability. In former studies, an influence of footwear conditions on learning of balance tasks (Zech, Meining et

al., 2018) and growing-up barefoot compared with shod on balance performance (John, Hollander et al., 2019; Zech, Venter et al., 2018) has been shown. These results suggest that wearing external devices, such as shoes or ankle supports, might influence proprioceptive abilities on the foot soles (Lieberman, 2012) and therefore influence static balance. However, conclusions regarding the influence of ankle support devices on static balance performance in patients with CAI cannot be drawn since Broglio et al., 2009 did not include patients with CAI. In contrast, Hadadi et al., 2017 found that a combined mechanism ankle support decreased postural sway and therefore improved static balance in patients with CAI. The conflicting results might be due to the use of different external supports or different tests.

As there is little association between static and dynamic balance performance (Hrysomallis et al., 2006), we included a dynamic balance task in our study as well. The YBT performance did not change during both testing conditions (supported vs unsupported) in patients with CAI and healthy controls. On the other hand, we found significant group effects for the YBT anterior direction, but not for the other directions. This result is in accordance with Plisky et al., 2006 who showed that there is an association between lower-extremity injury risk and YBT performance, especially in the anterior direction. As YBT anterior reach distances are mainly influenced by ankle dorsiflexion (Hoch et al., 2011), significant group differences between patients with CAI and healthy controls seem comprehensible. In contrast to our study results, Hadadi et al., 2014 found that reach distances were larger while wearing soft and semirigid orthoses compared to barefoot in patients with functional ankle instability. In healthy controls, no such trend was observed. Due to the similar study approach between (Hadadi et al., 2014) and our current study, contradictory results are unexpected. Possible reasons might be varying effect mechanisms of the used ankle supports, the influence of fatigue based on our measuring order, or the use of different reach directions. While Hadadi et al., 2014 used the anteromedial, medial, and posteromedial reach directions for data analysis, we decided to conduct the YBT in its usual form by using anterior, posteromedial, and posterolateral directions (Gribble et al., 2012). Another study investigating the effect of semirigid and lace-up ankle braces on dynamic balance measured by the SEBT performance among healthy individuals confirms our study results (Hardy et al., 2008). The authors found that none of the braces significantly influenced SEBT reach distances compared with the unbraced control condition and therefore affects functional performance. As braces have been used as primary preventive tools in uninjured participants, study results are not totally transferable. Finally, Maeda et al., 2016 stated that semirigid braces significantly improved dynamic balance, whereas the use of soft braces and no braces did not. Results indicate that recommendations regarding the use of external supports in order to increase dynamic balance should take into consideration the target group as well as the type of device.

Some limitations need to be addressed. First, the efficacy of some types of external ankle supports is probably influenced by mechanical or proprioceptive mechanisms (Dizon & Reyes, 2010). As we could not detect any effects of the elastic ankle support on postural parameters, the current study was not able to further determine the underlying mechanism of injury prevention due to external ankle support. Second, like Hadadi et al., 2014

we only examined the acute effects of elastic ankle support on landing and balance performance. Further research is required examining long-term effects of ankle support on other stability parameters. Third, LESS scoring is based on 17 items including knee or hip angle as well as upper body movement during the task. Therefore, drawing conclusions about the influence of external ankle supports on landing performance based on the LESS performance is going too far. Fourth, we used CAIT and FAAM questionnaires solely to verify eligibility for participating in the CAI or control group, respectively. Severity or extent of CAI has not been taken into consideration, and we did not include questionnaire results in the statistical analyses. Finally, as all measurements took place in one testing session, LESS, BESS, and YBT were conducted twice (supported vs unsupported condition) in a row, why fatigue or motivational bias cannot be excluded as a source of error. Based on our study results, some practical implications can be given. It seems that our elastic ankle support is ineffective in enhancing jump landing performance, or static and dynamic balance in healthy subjects as well as in patients with CAI. We assume that rigidity or sensory determinants responsible for maintaining stability are not sufficiently influenced by the ankle support to achieve a considerable effect. In order to prevent injuries or increase sensorimotor function, more rigid devices (semirigid, rigid, or lace-up ankle braces) (Barelds et al., 2018; Hadadi et al., 2017; Maeda et al., 2016) seem to be more recommendable. Furthermore, many studies confirmed the effect of neuromuscular trainings in order to increase sensorimotor function and to decrease injury or reinjury risk (Hübscher et al., 2010; P. O. McKeon & Hertel, 2008). Combining injury preventive programs and external ankle supports might be the best way in order to reduce the probability of injuries (Verhagen & Bay, 2010).

## **2.5 Conclusions**

The elastic ankle support did not influence jump landing performance and static and dynamic balance in patients with CAI and in healthy control subjects. Reasons might be a missing effect mechanism due to an insufficient rigidity or missing influence on proprioceptive abilities or the type of external support in general. Based on a diversity of methodological approaches concerning postural stability assessment and study sample selection as well as external support devices with different degrees of stiffness, comfort, and limitations regarding ADROM, study results are only partly comparable. As we used clearly defined inclusion criteria for intervention and control participants and widely accepted tests for assessing jump landing performance, and static and dynamic balance, our study delivered additional insights regarding the influence of an elastic external ankle support on motor performance parameters.

## **Acknowledgments**

The authors have no conflicts of interest to disclose. There are no sources of funding to disclose.

### 3 Effects of elastic ankle support on running ankle kinematics in individuals with chronic ankle instability and healthy controls

Andreas Stotz, Cornelius John, Julian Gmachowski, Anna Lina Rahlf, Daniel Hamacher,

Karsten Hollander, and Astrid Zech

Word Count:

Abstract: 248

Main text: 2922

#### Abstract

**Background:** Individuals with chronic ankle instability (CAI) have an increased risk for recurrent injuries. The preventive effects of external ankle supports are not fully understood. This study aimed to examine the effect of elastic ankle support on running ankle kinematics.

**Methods:** 3D running gait analysis of individuals with and without CAI was conducted at three-minute-running trials at 2.78 m/s with and without elastic ankle support in a randomised order. Ankle kinematics and intra-individual standard deviations (variability) were calculated at each percent of the running gait cycle. Group and ankle support effects were calculated using statistical parameter mapping.

**Results:** Twenty-seven individuals were analysed (CAI: n=14, controls: n=13). When wearing ankle support, CAI individuals showed significantly decreased plantarflexion angles at 43 – 47 % (p=0.033) and 49 – 51 % (p=0.043) of the running gait cycle compared to normal running. In healthy controls, no differences in ankle angles between both conditions were found. Comparisons between CAI individuals and healthy controls showed significant differences in the plantar-/dorsiflexion angles at 38 – 41 % (p=0.044) with ankle support and at 34 – 46 % (p=0.004) without ankle support. Significant ankle angle variability differences were found for ankle in-/eversion between CAI individuals and healthy controls (p=0.041) at 32 – 33 % of the running gait cycle.

**Conclusions:** Elastic ankle support changes running ankle kinematics of CAI individuals but not of healthy controls. It reduces the range of sagittal ankle kinematics and puts the joint in a more neutral position. Further research is needed to evaluate the association between ankle support effects and the risk for recurrent ankle sprains.

**Keywords:** injuries, ankle brace, orthosis, prevention, ankle sprain

### 3.1 Introduction

Numerous studies have shown a high incidence for ankle sprains among the athletic and recreationally active populations (Doherty et al., 2014; Gribble et al., 2016a; Hollander, Wellmann et al., 2018). Although most individuals return to usual sports activity within weeks some develop a chronic ankle instability (CAI) that puts them at an increased risk of reinjury (Anandacoomarasamy & Barnsley, 2005; Verhagen et al., 1995). It has been reported that 32 – 74 % of individuals with a history of ankle sprains have some type of residual symptoms like weakness, pain, swelling, functional limitations, instability, giving way, or even a recurrent sprain several months or years post-injury (Anandacoomarasamy & Barnsley, 2005; Gribble et al., 2014; Steib, Hentschke et al., 2013).

Impaired proprioception, sensorimotor deficits and a reduced joint position sense due to the initial ankle sprain (Lars Konradsen, 2002; Yokoyama et al., 2008) are believed to be responsible for altered gait parameters in CAI individuals. A slower walking speed, lower cadence and reduced step length (Gigi et al., 2015) were shown compared to healthy controls. While running, individuals with CAI showed more rear-foot inversion during terminal swing (Drewes, McKeon, Paolini et al., 2009), less dorsiflexion at 9 – 25 % of the gait cycle (Drewes, McKeon, Kerrigan & Hertel, 2009), greater ankle inversion during the pre-landing phase (C.-F. Lin et al., 2011), more plantar flexion during 54 – 66 % and more inversion during 11 – 18 %, 33 – 39 % and 79 – 84 % of the gait cycle compared to healthy controls (Chinn et al., 2013).

A frequently used and effective measure to prevent the recurrence of ankle sprains, besides neuromuscular training (Hübscher et al., 2010; Steib et al., 2017), is the external stabilization of the ankle by using braces, tapes, or orthosis (Dizon & Reyes, 2010). A review by Dizon et al. [(Dizon & Reyes, 2010)] showed a reduction of ankle sprains of 69 % for ankle braces and 71 % for ankle tapes among previously injured athletes. Moreover, a combination of an external prophylactic measure with neuromuscular training can provide a better prevention effect than the use of single measures (Verhagen & Bay, 2010). Although there are many types of ankle supports, they all provide mechanical support to the ankle and aim to restrict an excessive inversion and plantarflexion of the foot (Parsley et al., 2013; Tamura et al., 2017). However, the degree of range of motion (ROM) restriction varies among studies (Miller et al., 2012; Parsley et al., 2013; Tamura et al., 2017). This can probably be attributed to differences in the properties of the ankle support and the testing methods e.g. weight-bearing/non-weight-bearing testing (Parsley et al., 2013; Tamura et al., 2017).

It is still unclear how running gait kinematics in individuals with CAI are influenced by elastic ankle support. Most studies focused on its effects on sprinting, balance, and agility performances (Beriau et al., 1994; Bocchinfuso et al., 1994; Gross et al., 1994). Other studies used healthy subjects (Tamura et al., 2017). Chinn et al. (Chinn et al., 2014) examined the effect of ankle taping on the running gait of CAI individuals. In their study, the taping reduced the ankle ROM between 12 - 21 % (dorsiflexion) and

47 - 58 % (inversion) of the gait cycle while no changes in the sagittal-plane knee kinematics were found (Chinn et al., 2014).

The aim of this study was to examine the effects of elastic ankle support on running ankle kinematics and variability among young adults with CAI compared to healthy counterparts. The results will help to better understand the underlying mechanisms of the injury preventive effect of ankle support.

## **3.2 Methods**

### **3.2.1 Subjects**

20 young adults with CAI (CAI group) and 20 young adults without CAI (control group) have been recruited among the local university student and employee population. The definition and inclusion criteria of CAI individuals was based on Gribble et al. (Gribble et al., 2014). To be included in the CAI group, the initial ankle sprain had to be within the last 12 months and the last recurrent ankle sprain in the previous three months. The sprain had to be associated with an interruption of desired physical activity for at least one day. If the participant suffered only from one ankle sprain in the past 12 months a “giving way” episode needed to be existent to be included. Severity of the CAI was tested with the “Cumberland Ankle Instability Tool“ (CAIT) (Hiller et al., 2006) and the “Foot and Ankle Ability Measure“ (FAAM) (Carcia et al., 2008). In agreement with Gribble et al. (Gribble et al., 2014), cut-off points for the CAIT and FAAM were scores of  $\leq 24$  and  $< 90$  % in activities of daily living and  $< 80$  % in sports activity, respectively. If both ankles were affected, the ankle with the lower CAIT-score i.e. “worse” ankle instability was defined as the testing limb. Exclusion criteria were a history of fractures requiring realignment and surgeries to the musculoskeletal structures (i.e., bones, joint structures, nerves) in either lower extremity. Also, participants with an acute injury (in the previous three months) to musculoskeletal structures of other joints of the lower extremity that resulted in at least one interrupted day of desired physical activity, were excluded (Gribble et al., 2014). Healthy controls also completed the CAIT and FAAM. Subjects with no history of surgeries or fractures of the lower limbs, no acute injuries, and a CAIT score  $> 24$  were declared suitable for participation in the control group. In controls, the ankle with the higher CAIT-score or the jump landing leg (in case of equal CAIT-scores) was tested. Every participant received a study information sheet. Before the beginning of the measurements, participants signed written informed consent. Ethical approval has been obtained by the local ethics committee (protocol number: FSV 18/09).

### **3.2.2 Testing Procedure**

Anthropometric assessments included body height, weight, and ankle joint circumference above the malleoli. According to the ankle circumference, the size of the ankle support (Tricodur TaloMotion life, BSN medical, Hamburg, Germany) ranging from small to double extra-large was chosen (Fig. 1). The elastic ankle support had two viscoelastic pelottes to provide compression and stabilization of the ankle.



*Figure 1 Elastic ankle support*

Ankle kinematics were measured with a 3D motion capture system (Qualisys, Göteborg, Sweden). The laboratory setup included 10 infrared cameras, two high-resolution video cameras, and an instrumented treadmill (Bertec Corporation, Columbus U.S.A.). Measurement conditions (with vs. without ankle support) were applied in random, counterbalanced order. Participants had a 5-minute recovery period between both running condition trials. For data acquisition, 26 passive reflective markers were attached to specific landmarks (anterior superior iliac spine, posterior superior iliac spine, lateral side of the greater trochanter, femur lateral and medial epicondyle, proximal tip of the head of the fibula, most anterior border of the tibial tuberosity, lateral prominence of the lateral malleolus, medial prominence of the medial malleolus, distal aspect of the Achilles tendon insertion on the calcaneus, dorsal margin of the first, second and fifth metatarsal head) of the lower extremity according to Leardini et al. (Leardini et al., 2007). Marker attachment was always performed by the same trained member of the research staff. Static position of the markers was determined during still standing. After familiarization with the treadmill (one minute), participants walked with a self-selected comfortable speed for another minute and started jogging until the speed was increased up to 2.78 m/s. Participants were given a 5-minute break between running conditions. The running speed (2.78 m/s) and short duration (180 s) were chosen to avoid the influence of exhaustion (Christina et al., 2001; Hardin et al., 2004). Participants were running in their own running shoes and, therefore, a one-segment foot model was chosen (Leardini et al., 2007).

### **3.2.3 Data acquisition and statistical analysis**

Data acquisition was performed with Qualisys Track Manager (version 4.3.0.0 Qualisys, Göteborg, Sweden). The fill level of each marker was maximised via manual marker labelling or automatic gap filling. A minimum marker detection level of 90 % was warranted. With a sampling rate of 200 Hz and a measurement duration of 180 s, each data set consisted of 36000 data points for each marker. Data processing for all three planes of the ankle were conducted with Visual 3D software (C-Motion Inc. Germantown, MD, USA) following digitization and export using the Qualisys Track Manager (QTM; Qualisys AB, Gothenburg, Sweden). The final data set consisted of 36000 ankle angles for the sagittal frontal, and transversal plane. Further processing was done with MATLAB software (version R2014a, MathWorks, Natick, MA, USA).



Foot strike events were defined as the change of the vertical velocity (from negative to positive) of the distal heel marker (Fellin et al., 2010). Thereafter, the ankle angle kinematics for each plane were time-normalised to 101 samples each stride with the first and last point reflecting a heel strike. For every participant, condition, plane, and time-normalised sample, the intra-individual mean (mean ankle angles) and standard deviation (as a measure of intra-individual ankle angle variability) across all strides were calculated. Joint angles were not normalised to a reference posture since continuous kinematic data was analysed and subtraction of Euler angles are mathematically controversial (J. M. Barrett et al., 2020).

For statistical evaluation data from the supported and unsupported running, conditions were combined from the randomised testing groups. We tested the mean ankle angles as well as the ankle angle variability for group differences (CAI vs. control) separately for each condition. Since time-continuous data were analysed, we used the two-sample t-test version of the statistical parametric mapping (SPM) package (spm1D, version 0.4.5) (Pataky, 2012). Thereafter, differences comparing both conditions (running with vs. without braces) were assessed using the paired t-test version of the statistical parameter mapping package.

Between-group differences of anthropometric measures and gender allocation were tested using the Student t-test and the Mann-Whitney-U test, respectively.

### 3.3 Results

From the originally measured 20 CAI participants and 20 controls, 13 (6 CAI, 7 control) were excluded from analysis. One because of too many reflective artefacts of the shoes. 12 subjects were excluded because they repeatedly changed their foot strike pattern from forefoot to rearfoot during the measurement which conflicted with the algorithm used for foot strike event calculation. The final data sample consisted of exclusively rearfoot strikers with valid data sets.

Table 3-1 Anthropometric characteristics of the CAI group and control group as well as between-group differences (p-values)

	CAI group (n = 14)	Control group (n = 13)	P
Age [years]	23.0 ± 3.2	26.3 ± 3.7	0.020
Sex [m, f]	6 m, 8 f	11 m, 2 f	0.030
Height [cm]	174.3 ± 9.4	176.8 ± 8.1	0.459
Weight [kg]	67.2 ± 10.3	73.1 ± 8.8	0.123
BMI [kg/m <sup>2</sup> ]	22.0 ± 2.0	23.3 ± 2.1	0.114
CAIT score	17.2 ± 4.1	28.5 ± 1.5	<.001

The CAI group consisted of 8 females and 6 males with a mean age of 23.0 ± 3.2 years (height 174.3 ± 9.4 cm, weight 67.2 ± 10.3 kg, BMI 22.0 ± 2.0), while the control group involved 2 females and 11 males with a mean age of 26.3 ± 3.7 years (height 176.8 ± 8.1 cm, weight 73.1 ± 8.8 kg, BMI 23.3 ± 2.1). The average CAIT score of the CAI group and control group was 17.2 ± 4.1 (range 12-24) and 28.5 ± 1.5 (range 25-30), respectively. Students t-test revealed significant age differences (p = 0.020) between the CAI and control group. Mann-Whitney-U test revealed a significantly different gender distribution (p = 0.030) and CAIT scores (p < .001) between groups. No differences were found for the other anthropometric measures.

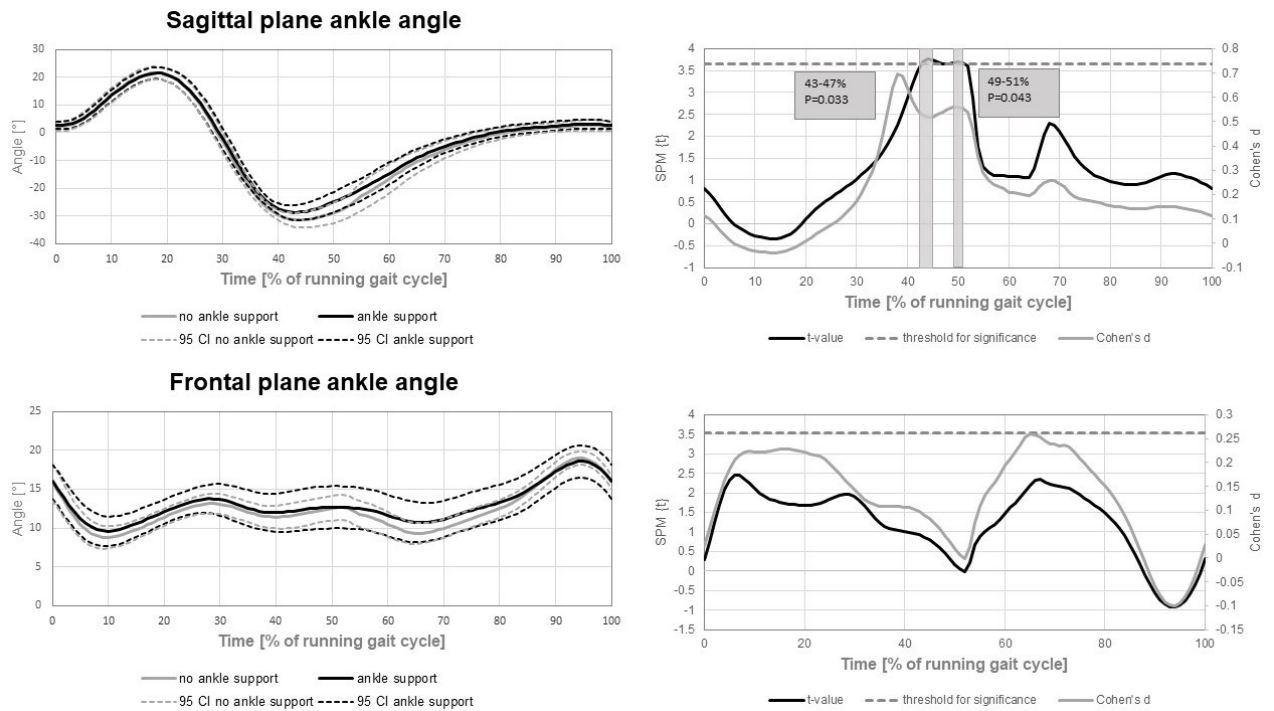


Figure 2 Ankle angles in chronic ankle instability individuals with and without ankle support with effect sizes (Cohen's d) and the results of the statistical parameter mapping method (SPM). Top: sagittal plane. Bottom: frontal plane.

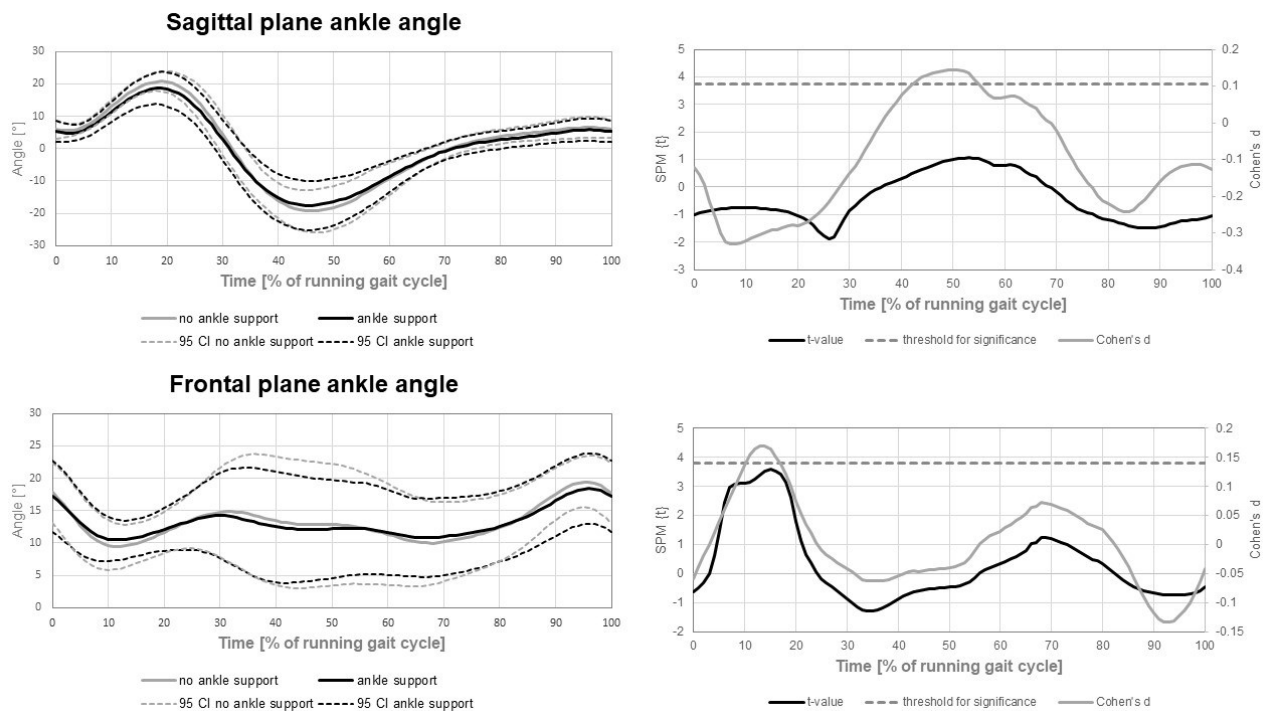


Figure 3 Ankle angles in healthy controls with and without ankle support with effect sizes (Cohen's d) and the results of the statistical parameter mapping method (SPM). Top: sagittal plane. Bottom: frontal plane.

Compared to normal (unsupported) running kinematics, CAI individuals showed significantly decreased plantarflexion angles at 43 – 47 % ( $p=0.033$ ) and 49 – 51 % ( $p=0.043$ ) of the gait cycle when wearing elastic ankle support (Fig. 2). No differences were shown for inversion-/eversion ankle angles. Healthy

Artikel 2: Effects of elastic ankle support on running ankle kinematics in individuals with chronic ankle instability and healthy controls

controls showed no differences in plantar-/dorsiflexion (Fig. 2) and in-/eversion (Fig. 3) ankle angles when wearing elastic ankle support.

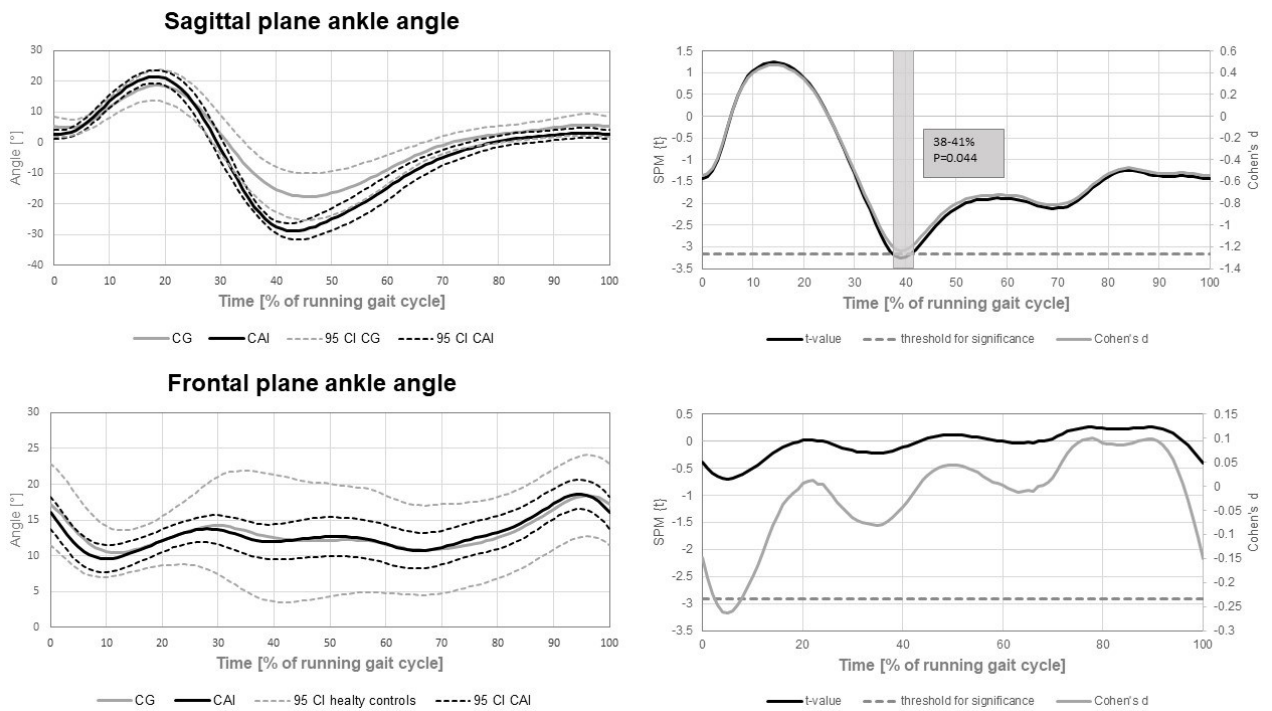


Figure 4 Ankle angles in CAI individuals and healthy controls with ankle support with effect sizes (Cohen's d) and the results of the statistical parameter mapping method (SPM). Top: sagittal plane. Bottom: frontal plane.

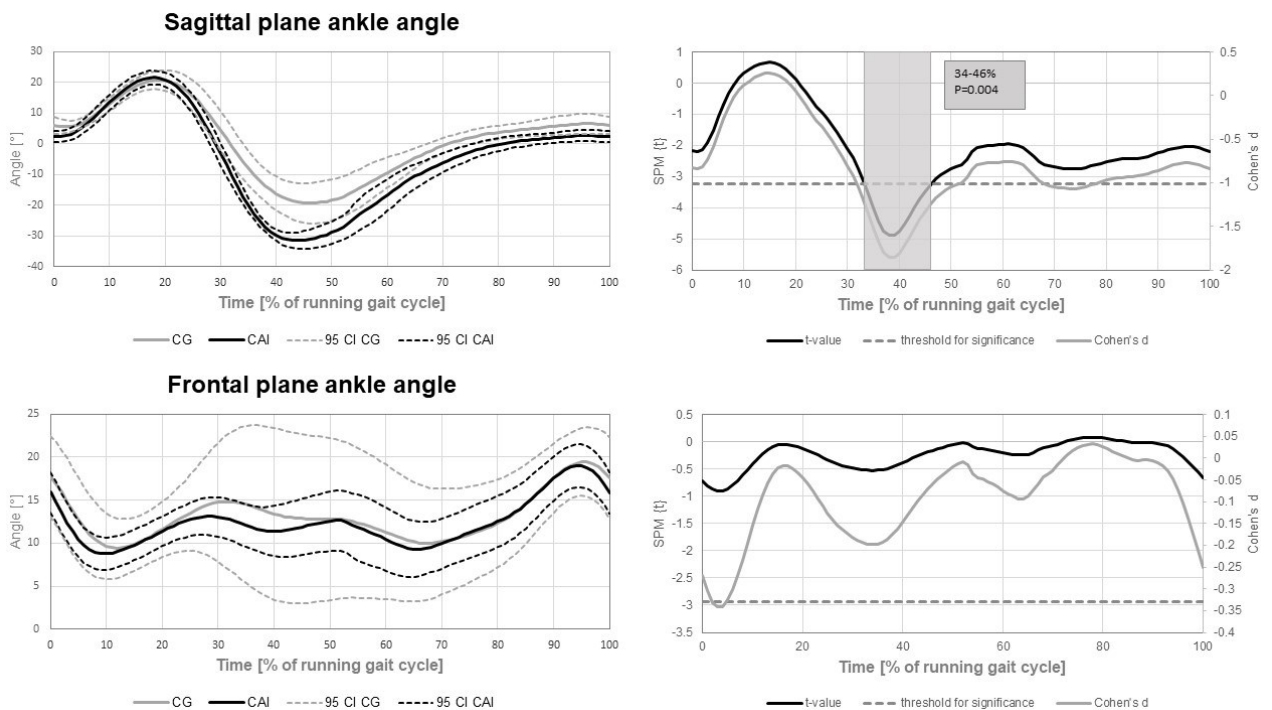


Figure 5 Ankle angles in CAI individuals and healthy controls without ankle support with effect sizes (Cohen's d) and the results of the statistical parameter mapping method (SPM). Top: sagittal plane. Bottom: frontal plane

During running with ankle support, CAI individuals showed higher plantarflexion angles at 38 – 41 % of the gait cycle ( $p=0.044$ ) (Fig. 4) compared to healthy controls. Unsupported running also resulted in higher plantarflexion angles in CAI individuals at 34 – 46 % of the gait cycle ( $p=0.004$ ) (Fig. 5). No such differences between both groups were observed for inversion/eversion angles during both running conditions (Fig. 4) (Fig. 5).

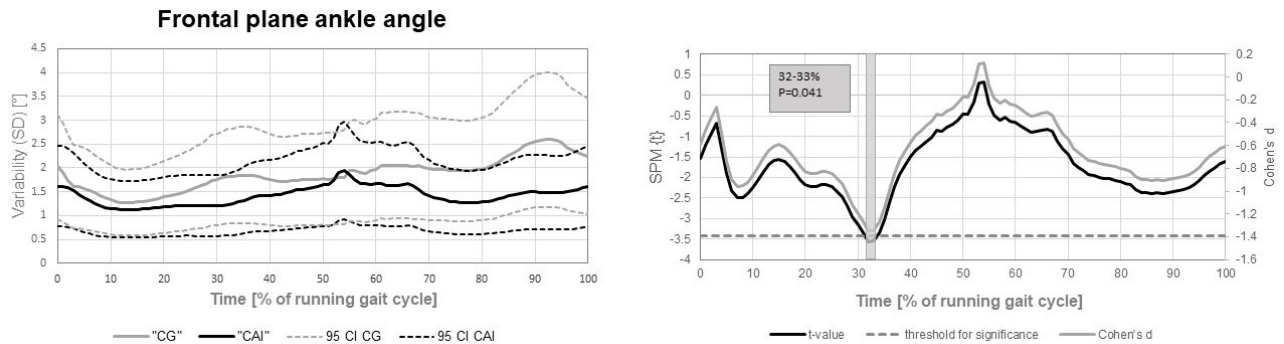


Figure 6 Inversion/Eversion ankle angle variability (stride-to-stride variability) in CAI individuals and healthy controls without ankle support with effect sizes (Cohen's  $d$ ) and the results of the statistical parameter mapping method (SPM).

No ankle angle variability differences for plantar-/dorsiflexion and in-/eversion were found within CAI individuals and healthy controls. Further, no ankle angle variability differences for plantar-/dorsiflexion were found between test groups. Significant ankle angle variability differences were found for ankle in-/eversion between CAI individuals and healthy controls ( $p=0.041$ ) at 32 – 33 % of the running gait cycle (Fig. 6).

For the transversal plane, no significant mean ankle angle and no angle variability differences were detected between running conditions within and between test groups.

### 3.4 Discussion

The first finding of our study is that, during normal running conditions, individuals with CAI have significantly more plantarflexed ankle angles at 34 – 46 % of the gait cycle compared to healthy individuals. Ankle angle differences in the sagittal plane between individuals with CAI and healthy controls are also presented in other studies (Chinn et al., 2013; Drewes, McKeon, Kerrigan & Hertel, 2009). These differences are inconsistent in terms of the phases in which they appear during the gait cycle. While Drewes et al. (Drewes, McKeon, Kerrigan & Hertel, 2009) found significantly less dorsiflexion during the stance phase at 9 – 25 %, Chinn et al. (Chinn et al., 2013) found more plantar flexion at 54 – 68 % during the swing phase of the gait cycle in individuals with CAI. Furthermore, Hamacher et al. (Hamacher et al., 2016) found no significant sagittal plane mean ankle angle differences. The reasons for these differences remain speculative but one may assume that methodological differences due to e.g. footwear, hardware, test durations, etc. have influenced the findings.

The literature about differences between CAI subjects and healthy control in frontal plane kinematics is inconsistent. Contrary to our findings, some studies (Chinn et al., 2013; Drewes, McKeon, Paolini et al., 2009; C.-F. Lin et al., 2011; Ridder et al., 2013) showed more inverted ankle angles during running for CAI individuals compared to healthy controls. Other studies (Brown et al., 2008; Hamacher et al., 2016; Ridder et al., 2013) also found no frontal plane ankle differences between groups. One possible explanation is differences in the marker placement and/or foot model. Those who found ankle kinematics differences in the frontal plane used either a multisegment foot model (Drewes, McKeon, Paolini et al., 2009; Ridder et al., 2013) or a rigid foot model with small holes in the shoes (Chinn et al., 2013; C.-F. Lin et al., 2011) to place the reflective markers directly to the foot. The other studies (including ours) without changes in frontal plane ankle angle kinematics used a rigid one segment foot model with markers on shoes (Hamacher et al., 2016; Ridder et al., 2013). Ridder et al. (Ridder et al., 2013) compared shoe and barefoot conditions and found that some complex foot movements can be detected by the multisegmented foot model but not with the rigid foot modelling. The sagittal plane is probably less influenced because the ranges of motion are considerably larger and less hidden inside the shoe.

Our results also show that running ankle kinematics are influenced by elastic ankle support in CAI individuals but not in healthy controls. CAI individuals showed less plantarflexion at 43 – 47 % and 49 – 51 % of the gait cycle when wearing ankle support, while no differences were present in the control group. No other study is available on the effect of ankle support on ankle kinematics of CAI individuals during running. In healthy adults, external ankle support reduced the range of ankle movements in the sagittal plane (Cordova et al., 2000; Tamura et al., 2017) and frontal plane (Parsley et al., 2013; Tamura et al., 2017; Vanwanseele et al., 2014). Considering the wider range of ankle joint movement in CAI individuals compared to healthy controls during running it seems plausible that the elastic ankle support influenced plantarflexion at its maximum during the gait cycle (34 – 46 % and 38 – 41 %, respectively). This occurs shortly after toe-off when the runner pushes off the ground. The preventive effect of the ankle support regarding recurrent sprains might therefore result from reductions of ankle kinematics in the sagittal plane by placing the ankle joint in a more neutral position during the initial swing phase and therefore preparing the ankle to be in a more stable position at the subsequent touchdown. No differences were found for the frontal plane in CAI individuals and healthy controls. One possible reason for this finding could be a similar range of frontal plane ankle kinematics between CAI and the control group in the study. This may be explained by the application of the rigid one segment foot model and attachment of the markers on the shoes and not directly on the anatomical landmarks as discussed earlier. Another influencing factor could be the type of ankle support. A study with 13 healthy active adults (Tamura et al., 2017) showed an influence of the type of ankle support on ankle ROM. However, no influence of elastic ankle support in CAI and controls was shown (John, Stotz et al., 2019) on clinical ROM tests such as the weight-bearing lunge test.

In agreement with other studies (Hamacher et al., 2016), we found differences between CAI individuals and healthy controls in inversion/eversion ankle angle variability. However, the significant effects for inversion variability within the gait cycle varied between our study (32 – 33 %) and Hamacher et al. (Hamacher et al., 2016) (11 – 24 %, 77 – 83%, 92 – 97 %). The reasons remain speculative but may include differences between the CAI conditions. Further studies are needed in order to understand the influence of CAI and preventive measures on running gait variability outcomes.

Some limitations need to be addressed. Since we only examined the acute effects it is uncertain how long the supporting effect of the ankle is present or if the brace may lose its mechanical properties due to material wear. Additionally, it is unclear how this ankle support would influence running kinematics during prolonged running periods of 10 or 20 minutes when muscle fatigue increases. Our data might have also been influenced by the definition of ankle instability. In this regard, the selection criteria of the CAIT score for the control group could have been set higher ( $> 27$ ) to not match it too close with CAI subject with a high CAIT score. Since the same running speed was applied for all participants it may be also possible this was not the preferred running speed for some participants. Furthermore, we used a one segment foot model which limits the comparability to studies with multisegmented foot models (Ridder et al., 2013). The same applies to studies with different types of ankle support (Tamura et al., 2017).

Also, a carry-over effect might have influenced the running kinematics between running conditions. This limitation has been addressed with a randomised order of both running conditions. Lastly, the significant group differences regarding gender and age might have influenced our results, since age and gender influence characteristics of the foot-ankle complex consisting of static and dynamic components like muscles, bones, tendons, and ligaments (Doherty et al., 2014; Waterman et al., 2011).

### **3.5 Conclusions**

CAI individuals had a higher ankle plantarflexion during running than healthy controls while there were no differences in ankle in-/eversion. When both groups wore the ankle support individuals with CAI still showed significantly higher plantarflexion than the control group, but fewer percentages of the gait cycles were affected. The frontal plane ankle movement was not influenced by the ankle support. The elastic ankle support significantly changed ankle running kinematics in the sagittal plane in CAI individuals but not in healthy controls. Therefore, the potential preventive effect could result from a restricted ROM in the sagittal plane. However, further studies are needed to strengthen these findings

#### **Declarations of interest**

None

#### **Funding**

BSN medical GmbH provided the elastic ankle supports for this study.

### **Acknowledgements**

We thank Anne Dießel for providing a photograph of the ankle support.



## 4 Effects of elastic ankle support on foot strike patterns in individuals with chronic ankle instability and healthy controls

Andreas Stotz, Cornelius John, Julian Gmachowski, Ralf Schwengsbier, Anna Lina Rahlf, Daniel Hamacher, Karsten Hollander, Astrid Zech

### Abstract

*Background:* Elastic ankle supports can effectively prevent recurrent ankle sprains but little is known about how habitual running characteristics such as foot strike patterns are influenced. The objective was to examine the effect of an elastic ankle support on foot strike patterns of individuals with chronic ankle instability (CAI) in comparison to healthy controls.

*Methods:* Three-minute running trials at 2.78 m/s of 20 individuals with CAI and 20 healthy controls were recorded with a 3D motion capture system and video cameras. Foot strike patterns were classified as non-rearfoot strikes and rearfoot strikes. Measurement conditions (with vs. without ankle support) were applied in random, counterbalanced order. A regression analyses via binomial Multilevel-Logit-Model was applied to examine the effect of the ankle support on foot strike patterns for both groups.

*Results:* Ankle support was a significant predictor for rearfoot striking prevalence for both groups ( $p < 0.001$ ). The significant group by ankle support interaction effect ( $p < 0.001$ ) indicated that the prevalence of rearfoot striking increased significantly for the control group but decreased for the CAI group.

*Conclusion:* Foot strike patterns of individuals with CAI and healthy controls were influenced by an elastic ankle support. Mechanical stability provided by the ankle support might be responsible for changes in foot strike patterns.

**Keywords:** running, ankle sprain, ankle brace, touchdown, prevention

## 4.1 Introduction

Consistently over the last years, high incidence rates of ankle sprains have been reported in the general population and among highly active individuals (Herzog, Kerr et al., 2019; Waterman et al., 2010). Up to 70 % of individuals who sustain an acute ankle sprain continue to suffer from symptoms like pain, inflammation, and weakness known as chronic ankle instability (CAI) (Anandacoomarasamy & Barnsley, 2005; Herzog, Kerr et al., 2019; Steib, Hentschke et al., 2013). Additionally to these complaints, individuals with CAI exhibit altered walking and running ankle kinematics compared to healthy counterparts (Chinn et al., 2013; Gigi et al., 2015; Hamacher et al., 2016; Stotz et al., 2021).

In an overview of systematic reviews, six reviews with 46 individual reports were unanimous in their consensus that braces and taping are effective in the treatment of acute ankle sprains for self-reported function and recurrence (Doherty et al., 2017). Possible mechanisms that might be responsible for the preventive effects of ankle supports were studied in recent years. Depending on the type of support, mechanical stability can be provided (Alawna & Mohamed, 2020; Eberbach et al., 2021; Fuerst et al., 2021). Several studies showed that wearing an ankle support influences running ankle kinematics (Fuerst et al., 2021; Parsley et al., 2013; Stotz et al., 2021). Especially in the sagittal plane, a brace can reduce ankle angle range of motion during running, lead the ankle joint in a more neutral position during the initial swing phase, and therefore possibly prepare the ankle to be in a more stable position at the subsequent touchdown (Stotz et al., 2021; Tamura et al., 2017). In the frontal plane, results are less consistent and dependent on the type of foot model used (Ridder et al., 2013).

Sagittal plane ankle angle at touchdown depends highly on whether the individual strikes with the heel, midfoot or forefoot first (Gruber et al., 2013). It is, therefore, reasonable to assume that wearing an ankle brace might also influence foot strike patterns. The prevalence of rearfoot or non-rearfoot strikes is influenced by several factors such as footwear, habituation, underground conditions or running speed (Bovalino & Kingsley, 2021; Hollander et al., 2014; Hollander et al., 2017; Hollander et al., 2019; Hollander, Villiers et al., 2018) but nothing is known regarding the effects of an external joint support (braces, orthoses, taping) which is often used during sports activities in order to prevent the ankle from giving way. One hypothesis that can be made is that the mechanical stability provided by the brace possibly supports the lower leg and foot muscles and ligaments and therefore stabilize foot strike patterns. Especially foot strikes of individuals with CAI who might suffer from weakness or instability could be more influenced by the ankle brace compared to those of healthy counterparts who have sufficient capabilities in the musculoskeletal ankle joint complex (Fox et al., 2008).

Therefore, this study aimed to examine the effects of an elastic ankle support on foot strike patterns during running in individuals with CAI and healthy controls. Results could help to better understand the influence of external ankle joint stabilization on running patterns, as a part of the return to sports process in individuals with CAI.

## 4.2 Methods

### 4.2.1 Subjects

Twenty young adults with CAI and 20 healthy controls who volunteered for study participation were recruited from the local university campus. The definition, inclusion and exclusion criteria for CAI individuals were based on the position statement of Gribble et al. (Gribble et al., 2014). For inclusion in the CAI group, the initial ankle sprain must have occurred at least 12 months and the most recent sprain must have occurred more than 3 months before the study enrolment. The ankle sprain had to be associated with inflammatory symptoms (pain, swelling and bruising) and led to an interruption of desired physical activity for at least one day. Additionally, episodes of “giving way” and/or “feeling of instability” had to be reported for the injured ankle. The severity of the CAI was tested with the “Cumberland Ankle Instability Tool “(CAIT) (Hiller et al., 2006). As described by Gribble et al. (Gribble et al., 2014), cut-off points for the CAIT were scores of  $\leq 24$ . For CAI subjects who suffered ankle sprains on both ankles, the ankle with the weaker CAIT score was chosen as the testing limb. The same questionnaire was also used for the recruitment of healthy controls. Scores above the previously mentioned cut-off values were necessary to participate as a control subject. In the case of equal CAIT scores for both ankles, the preferred leg for single-leg landing was chosen as the test limb. Exclusion criteria for both groups included a history of previous surgeries to the musculoskeletal structures, a fracture in either lower extremity requiring realignment and acute injuries to the musculoskeletal structures of other joints of the lower extremity in the previous 3 months. Every participant received a study information sheet. Before the beginning of the measurements, participants signed written informed consent. Ethical approval has been obtained by the local ethics committee (protocol number: FSV 18/09).

### 4.2.2 Testing procedure

At first, anthropometric measurements of height, weight, and ankle circumference above the malleoli were taken. The size of the ankle support (Tricodur TaloMotion life, BSN medical, Hamburg, Germany) ranging from small (17 cm) to double extra-large (29 cm) was chosen according to the ankle circumference. Two viscoelastic pelottes inside the fabric of the elastic ankle support provided compression and stabilization of the ankle (John et al., 2020; Stotz et al., 2021).

Footstrikes were recorded with a 3D motion capture system (Qualisys, Göteborg, Sweden). Ten infrared cameras and two high-resolution (1080p) video cameras were directed at an instrumented treadmill (Bertec Corporation, Columbus U.S.A.). Measurement conditions (with vs. without ankle support) were applied in random, counterbalanced order with a 5-minute recovery period between both running trials. To build a lower body model, 26 passive reflective markers were attached to specific anatomic landmarks (anterior and posterior superior iliac spine, lateral side of the greater trochanter, femur lateral and medial epicondyle, proximal tip of the head of the fibula, most anterior border of the tibial tuberosity, lateral prominence of the lateral malleolus, medial prominence of the medial malleolus, distal

aspect of the Achilles tendon insertion on the calcaneus, dorsal margin of the first, second and fifth metatarsal head) of the lower extremity according to Leardini et al. (Leardini et al., 2007). A one-segment foot model was applied since the participants were running in their habitual running shoes and cutting holes for marker placement was not performed. An L-frame and a calibration wand (length 601.3 mm) were used to establish the origin of the coordinate system and the recording volume, respectively. Static calibration was executed during the still standing of the participant. After familiarisation with the two belted treadmill surface participants walked at a comfortable walking speed for about one minute. Thereafter the treadmill speed was gradually increased until the running speed of (2.78 m/s) was reached. Each running trial lasted 180 s.

#### **4.2.3 Data acquisition and statistical analysis**

Foot strike patterns were analyzed with Qualisys Track Manager (version 4.3.0.0 Qualisys, Göteborg, Sweden). Since a pure forefoot strike is less common among runners (Bovalino & Kingsley, 2021; Kasmer et al., 2013) and is not always easy to distinguish from a midfoot strike, both strike types were classified as a non-rearfoot strike (Gruber et al., 2013). Some of the participants changed their strike patterns multiple times per trial. Therefore, each foot strike of the tested foot was individually classified by analysing the foot position at touchdown with the lower body model of Qualisys Track Manager and video material and opted against computing an algorithm that automatically classifies the strike patterns according to the marker position, ankle angle or force plate data. Foot strikes where the heel of the foot contacted the ground first were classified as rearfoot strikes. When simultaneous landing of forefoot and rearfoot was apparent or the forefoot contacted the ground first the foot strike was classified as a non-rearfoot strike (Gruber et al., 2013). One trained member of the research team classified the foot strikes and in cases where foot strikes were uncertain, a second trained team member classified the footstrike and a consensus was established. With a recording frequency of 200 Hz foot strikes could be analysed at 0.005 s intervals.

Statistical analyses were performed with JASP (JASP Team 2020, version 0.14.1) and R (R Core Team, 2020; version 4.1.3). Means and standard deviations are reported in the descriptive data. Group differences were analysed with a Student's t-test. In case equal variance was violated Welch-test was applied.

The effects of group (CAI vs. controls) and test condition (with and without ankle support) on the probability of rearfoot striking were analysed with a multilevel logit model (random intercepts, multiple foot strikes nested within subjects).

### **4.3 Results**

Table 1 shows descriptives of individuals with CAI and healthy controls. The CAI group included 12 females and 8 males (age  $23.3 \pm 3.3$  years, height  $173.3 \pm 8.9$  cm, mass  $68.4 \pm 11.6$  kg, BMI  $22.7 \pm 3.0$  kg/m<sup>2</sup>). The control group consisted of 5 females and 15 males (age  $25.5 \pm 3.4$  years,  $176.3 \pm 7.7$  cm,

### Artikel 3: Effects of elastic ankle support on foot strike patterns in individuals with chronic ankle instability and healthy controls

73.8 ± 9.6 kg, BMI 23.7 ± 2.3 kg/m<sup>2</sup>. The CAIT score was 16.4 ± 3.7 for the CAI group and 28.8 ± 1.8 for the control group. Students t-test presented significant differences in age (p=0.040) and sex distribution (p=0.025). Welch-test displayed significant differences in CAIT scores (p<0.001).

Table 4-1 Characteristics of individuals with CAI and healthy controls (mean ± SD). Between-group differences are presented with p-values

	CAI group (n = 20)	control group (n = 20)	P
Age [years]	23.3 ± 3.3	25.5 ± 3.4	0.040
Sex [m, f]	8 m, 12 f	15 m, 5 f	0.025
Height [cm]	173.3 ± 8.9	176.3 ± 7.7	0.263
Mass [kg]	68.4 ± 11.6	73.8 ± 9.6	0.120
BMI [kg/m <sup>2</sup> ]	22.7 ± 3.0	23.7 ± 2.3	0.250
CAIT score	16.4 ± 3.7	28.8 ± 1.8	<0.001

The number of analyzed foot strikes was nearly identical at both running conditions (245 ± 12 strikes with and 245 ± 12 strikes without ankle support) and in both groups (245 ± 13 strikes in CAI and controls). Out of the 20 CAI patients, n = 16 showed exclusively rearfoot strikes and n=4 exclusively forefoot footstrikes during the three-minute running trail without the external ankle support. Two rearfoot striking CAI patients changed footstrike patterns while wearing the external joint support towards a more mixed forefoot and rearfoot use. Out of the 20 healthy controls, n = 14 were exclusively rearfoot strikers and n=6 showed mixed running patterns. Six healthy controls changed footstrike patterns while wearing the external joint support. Three of them increased and three subjects reduced the amount of rearfoot strikes.

### Artikel 3: Effects of elastic ankle support on foot strike patterns in individuals with chronic ankle instability and healthy controls

Table 4-2 Results of the multilevel-logit regression. Test group, running condition and their interaction were chosen as the predicting variables and probability of rearfoot strikes as the depending variable.

	<b>Estimate</b>	<b>Std. error</b>	<b>t Value</b>	<b>Pr (&gt; z )</b>
<b>(Intercept)</b>	15.175	2.220	6.836	<0.001
<b>CAI group</b>	4.678	2.814	1.662	0.097
<b>Condition with ankle support</b>	0.417	0.093	4.502	<0.001
<b>CAI group* with ankle support</b>	-5.846	0.888	-6.583	<0.001

Table 2 shows the results of the multilevel-logit model. The prevalence for rear foot striking was higher in the CAI group compared to the control group but the effect was not significant ( $p=0.097$ ). Secondly, the prevalence to rearfoot strike was higher when subjects were running with the ankle support ( $p<0.001$ ). The group by ankle support interaction for foot strikes was also significant ( $<0.001$ ) indicating that the prevalence of rearfoot striking increased significantly for the control group but decreased for the CAI group.

#### 4.4 Discussion

The goal of the study was to examine the influence of an elastic ankle support on foot strike patterns in individuals with CAI and healthy counterparts. Our results show that wearing an ankle support overall increased the probability for rearfoot striking. The interaction effect between both predictors (group and ankle support condition) was significant indicating that the probability of rearfoot striking increased significantly for the control group but decreased for the CAI group.

To our knowledge, this is the first study that examines the effect of ankle support on foot strike patterns. Previous reports for running demonstrated the effect of ankle support on ankle kinematics in healthy controls (Chinn et al., 2013; Cordova et al., 2000; Drewes, McKeon, Kerrigan & Hertel, 2009) and specifically in the sagittal plane in individuals with CAI (Stotz et al., 2021). We hypothesized this effect may be, at least partially, a result of a change in foot strike patterns. Although our primary hypothesis was partially confirmed by our results the mechanisms for this phenomenon are not fully understood. Ankle kinematics are commonly presented as angles throughout gait cycle while foot strike patterns have a different data pattern. Previous examinations are inconsistent at which part of the gait cycle individuals with CAI differ in sagittal ankle angles from healthy controls. This leads to uncertainty about which of these phases are crucial for the effect of the joint support (Chinn et al., 2013; Drewes, McKeon, Kerrigan & Hertel, 2009; Stotz et al., 2021). Tamura et al. (Tamura et al., 2017) and Stotz et al. (Stotz et al., 2021) both showed decreased sagittal ankle angles at the toe-off phase when the ankle is at

maximal plantar flexion during running. However, in theory ankle sprains occur during the touchdown when ground reaction forces get applied on the unstable ankle (Agres et al., 2019). In this phase, both authors reported no significant differences. Previous results about the effect of an ankle support on ankle kinematics in CAI and healthy populations cannot be directly compared with our results for foot strike patterns. For instance, out of the six control group subjects who changed their foot strike patterns when wearing an elastic ankle support, three subjects increased, and three subjects reduced the amount of rearfoot strikes. The associated increments and decrements in sagittal ankle angles might balance each other and therefore no changes in ankle angles of the six subjects would be detectable. Nevertheless, we assume that changes in foot strike patterns just like the changes in ankle kinematics are the results of reduced mechanical instability through range of motion restriction provided by the ankle support (Hubbard & Cordova, 2010; Raymond et al., 2012; Tamura et al., 2017). Although CAI subjects are known to exhibit proprioceptive deficits (Xue et al., 2021) compared to healthy controls a review from Raymond et al. (Raymond et al., 2012) concluded that using an ankle brace or ankle tape has no effect on joint position sense (JPS) and movement detection in participants with a recurrent ankle sprain or functional ankle instability. Thus, while ankle bracing is generally effective to prevent recurrent ankle injuries in CAI patients (Verhagen & Bay, 2010) it is concluded that other mechanisms than alterations of peripheral proprioception mechanisms cause this effect.

In this context, it has been reported in a review by Bain et al. (Bain et al., 2022) that individuals with more than one lateral ankle sprain have increased levels of injury-related fear and decreased psychological health compared to healthy controls. And while an ankle support did not improve performance in the star excursion balance (Delahunt, McGrath et al., 2010; Sawkins et al., 2007) test and the hopping test (Sawkins et al., 2007) it provided multiple psychological benefits like significantly improved participants' perceptions of confidence, stability, and reassurance (Delahunt, McGrath et al., 2010; Sawkins et al., 2007) and also decreased anxiety for injury or reinjury (Hunt & Short, 2006). Further research using e.g. placebo tapes is needed to examine whether psychological factors of an ankle support can influence foot strike patterns.

Due to the prophylactic effect of ankle support on recurrent sprains, we also expected that footstrikes of subjects with CAI could be more influenced by the ankle brace compared to those of healthy counterparts. However, this was not confirmed by the results of the present study. More subjects in the control group (n=6) changed foot strike patterns during the ankle support conditions than the CAI groups (n=2). Previous studies already reported a high adaptability of foot strike patterns to changing external and internal conditions such as fatigue, running speed or footwear conditions (Hollander et al., 2017; Larson et al., 2011). The increase in non-rearfoot strikes when running barefoot or with minimalist shoes has often been attributed to the lack of cushioning and shoe weight as well as a higher flexibility of the foot (Hollander et al., 2015). The elastic ankle support we used for the current study did not change ankle range of motion (John et al. 2019) and the shoes were the same in both running conditions. Thus,

we can only speculate regarding the underlying mechanisms responsible for the higher prevalence of rearfoot strikes when using the ankle support. One reason might be a change of ankle stiffness and knee stiffness that has already been observed during acute changes of footwear conditions (Sinclair et al., 2015). Another possibility is the unfamiliarity with the elastic ankle support leading to more careful movement patterns with voluntary or involuntary adaptations of foot strike behaviour (Megalaa et al., 2022).

Whether the ankle support can help to maintain the running technique and strike pattern compared to the pre-sprain condition remains speculative. But since it can provide additional mechanical stability to the ankle joint complex and is also effective in the prevention of recurrence sprains (Doherty et al., 2017) it can be recommended for use in sports practice along with other effective injury prevention measures (Hübscher et al., 2010; Steib et al., 2017).

A few limitations need to be addressed in the context our results. Running trials were relatively short and therefore our study can not provide further information on how the ankle support influences strike patterns in long-distance running or fatigued states. We assume that the effect may be even stronger because runners tend to switch their foot strikes with increased distance (Bovalino & Kingsley, 2021) and it has been shown that changes in ankle kinematics persist through 25-30 min of exercise (Tamura et al., 2017). The running speed was set at a fixed speed for all trials. It has been shown that running speed influences foot strikes and forefoot strikes are more prevalent with higher speeds (Cheung et al., 2017). Therefore, it is unknown how faster or slower running speeds would interact with the ankle support. We did not analyze the effect of the elastic ankle support on the contralateral leg. In some CAI subjects, one ankle was affected, and others had ankle sprains in both ankles. Therefore, analyzes of heterogenous ankles seemed inadequate. Lastly, the difference in age and sex distribution between groups might have influenced our results. Although they are not specific predictors for foot strike patterns they generally influence components like muscles, tendons and bones around the ankle joint (Waterman et al., 2011).

## **4.5 Conclusion**

Foot strike patterns of individuals with CAI and healthy controls were influenced by an elastic ankle support. Further, an interaction effect was apparent indicating a group-specific effect of the ankle support. The mechanical stability provided by the ankle support might be responsible for the changes in foot strike patterns. Although further research is necessary on whether the effect of the ankle support on running patterns is related to the preventive effect against recurrence sprains the usage of an ankle support is recommended during the rehabilitation process. Also, further research with longer running durations or other running speeds is necessary to further examine the effect of ankle supports on running patterns.

## **Funding**



None.

**Declaration of Competing Interest**

The authors declare that they have no known competing financial interests or personal relationships that could have appeared to influence the work reported in this paper.

## 5 Generelle Schlussfolgerung

### 5.1 Forschungsbeitrag und Kernergebnisse der vorgestellten Studien

Alle drei Studien der vorliegenden Dissertation hatten das Ziel, durch Überprüfung des Einflusses der Sprunggelenksbandage auf sportmotorische Funktionen, Erkenntnisse über deren verletzungspräventive Mechanismen zu gewinnen.

Die Kernergebnisse der ersten Studie sind, dass die elastische Sprunggelenksbandage keinen Einfluss auf die Landebiomechanik, das statische und dynamische Gleichgewicht und die Bewegungsamplitude der Sprunggelenksdorsalextension bei Personen mit chronischer Sprunggelenksinstabilität und gesunden Proband\*innen hat. Der Forschungsbeitrag besteht somit darin, dass der verletzungspräventive Effekt der verwendeten Sprunggelenksbandage nicht auf eine Verbesserung der Landefähigkeit oder des Gleichgewichts zurückgeführt werden kann.

Der Neuigkeitswert der zweiten Sprunggelenksstudie bestand darin, dass keine Untersuchungen zuvor den Einfluss einer Sprunggelenksbandage auf die Sprunggelenkskinematik beim Laufen bei Personen mit chronischer Instabilität im Vergleich zu gesunden Erwachsenen bestimmt haben. Bisherige Studien verglichen Sprunggelenkskinematiken zwischen beiden Testgruppen (Chinn et al., 2013; Drewes, McKeon, Kerrigan & Hertel, 2009; Drewes, McKeon, Paolini et al., 2009; Ridder et al., 2013) oder untersuchten den Einfluss einer Sprunggelenksbandage bei gesunden Probanden (Cordova et al., 2000; Parsley et al., 2013; Tamura et al., 2017; Vanwanseele et al., 2014). Das Hauptergebnis der zweiten Studie ist, dass die elastische Sprunggelenksbandage beim Laufen zu einer Verringerung im Sprunggelenkwinkel in der Sagittalebene bei Personen mit chronischer Sprunggelenksinstabilität, aber nicht bei gesunden Probanden geführt hat. Die elastische Sprunggelenksbandage hatte keinen Einfluss auf die Sprunggelenkskinematik in der Frontalebene. Der verletzungspräventive Effekt der elastischen Sprunggelenksbandage könnte darin bestehen, dass durch die verminderte Bewegungsamplitude in der Sagittalebene das Sprunggelenk in eine neutralere Position zum Beginn der Schwungphase geführt wird und dadurch eine stabilere Gelenkstellung für den nächsten Fußaufsatz möglich ist.

Die dritte Untersuchung ergab, dass die elastische Sprunggelenksbandage sich auf das Fußaufsatzverhalten beim Laufen auswirkt. Insgesamt erhöhte sich mit der Sprunggelenksbandage die Wahrscheinlichkeit für Rückfußaufsätze. Jedoch gab es einen Interaktionseffekt zwischen der Testbedingung und der Testgruppe. Dieser weist darauf hin, dass sich die Prävalenz, einen Rückfußaufsatz zu wählen, mit der Bandage in der Kontrollgruppe erhöht, aber in der Testgruppe verringert. Auch hierfür gibt es keine vergleichbaren Studienergebnisse von anderen Forschungsgruppen und die vorliegende Studie präsentiert neue Forschungsergebnisse. Welche Eigenschaften der Sprunggelenksbandage für den Wechsel des Fußaufsatzmusters verantwortlich sind, bedarf weiterer Forschung.

Nach aktuellem Stand (04.07.2023) wurde der erste Sprunggelenksartikel seit der Veröffentlichung am 18.10.2019 sieben Mal zitiert und in zwei Übersichtsarbeiten (Hanzlíková et al., 2021; Song et al., 2022) eingeschlossen. Der zweite Artikel verzeichnet seit der Publikation (25.04.2021) sechs Zitationen und ist in drei Übersichtsarbeiten (J.-Z. Lin et al., 2022; Mason et al., 2022; Rowe et al., 2022) integriert. Diese Kennzahlen verdeutlichen den Beitrag der vorliegenden Untersuchungen zum aktuellen Stand der Forschung von Sprunggelenksdistorsionen.

## **5.2 Ausblick für weiterführende Forschung**

Im Verlauf der Forschungsarbeit an den Studien der vorliegenden Dissertation haben sich neue Forschungsfragen ergeben, die bisher nicht berücksichtigt werden konnten. Zum einen stellt sich die Frage, ob vergleichbare Ergebnisse in den Studien mit einer nicht elastischen, mechanisch wirkungsvolleren Sprunggelenksbandage zustande gekommen wären. Eine rigidere Sprunggelenksbandage könnte sich stärker auf die Freiheitsgrade im Sprunggelenk auswirken und mit stärkerer Stabilisationswirkung einen größeren Effekt auf die sportmotorischen Funktionsparameter haben. Durch die unklare Forschungslage zum Einfluss von Sprunggelenksbandagen auf sportmotorische Leistungsfähigkeit (*siehe Abschnitt 1.12.2.4 Wirkung von Sprunggelenksstützen auf sportmotorische Leistungsparameter*) stellt sich die Frage für betroffene Sportler\*innen, inwieweit ein möglicher Trade-off zwischen Stabilitätswirkung und Leistungseinschränkung abhängig von Bandagenart eingegangen werden soll.

Der dritte Sprunggelenksartikel hat den Einfluss der elastischen Sprunggelenksbandage auf Fußaufsatzverhalten untersucht. Jedoch ist unklar, inwieweit die chronische Sprunggelenksinstabilität mit ihren Wirkungsmechanismen sich im Vorfeld auf das ursprüngliche Fußaufsatzverhalten ausgewirkt hat. Eine Untersuchung, die retrospektiv Betroffene mit chronischer Sprunggelenksinstabilität zu ihrem Fußaufsatzverhalten vor der ersten Distorsion befragt, wäre ein Ansatz, die Frage zu klären. Ein letzter Aspekt, der in zukünftiger Sprunggelenksforschung bearbeitet werden sollte, ist, wie groß die funktionellen Einschränkungen mit unterschiedlichen Schweregraden von chronischer Sprunggelenksinstabilität sind (CAIT 0-23). Damit einhergehend gilt es zu klären, ob und wie stark der Einfluss einer Sprunggelenksbandage auf funktionelle Parameter und Verletzungsprävention vom Schweregrad der chronischen Instabilität abhängig ist.

## **5.3 Implikationen für die Praxis**

Aus den Ergebnissen der vorliegenden Studien lassen sich folgende Schlussfolgerungen für die Sportpraxis ableiten:

Sportler\*innen, die unter chronischer Sprunggelenksinstabilität leiden und Sportarten mit großem Sprunganteil oder hohen Gleichgewichtsanforderungen nachgehen, profitieren nicht von einer elastischen Sprunggelenksbandage hinsichtlich verbesserter Landebiomechanik oder besserem Gleichgewicht.

Athlet\*innen, die in ihrer Sportart einen erheblichen Laufanteil haben, könnten von einem verletzungspräventiven Effekt einer elastischen Sprunggelenksbandage profitieren. Die Bandage hilft dabei, das Sprunggelenk in einer neutralen Position zu halten und mögliche exzessive Gelenkstellungen zu mindern. Sportler\*innen sollten darauf achten, dass sich eine Sprunggelenksbandage womöglich auf ihr Fußaufsatzverhalten auswirkt.

## Literaturverzeichnis

- Abu-Omar, K., & Rütten, A [A.] (2006). Sport oder körperliche Aktivität im Alltag? Zur Evidenzbasierung von Bewegung in der Gesundheitsförderung [Physical activity and health. Evidence for the health benefits of different physical activity promotion concepts]. *Bundesgesundheitsblatt, Gesundheitsforschung, Gesundheitsschutz*, 49(11), 1162–1168. <https://doi.org/10.1007/s00103-006-0078-5>
- Agres, A. N., Chrysanthou, M., & Raffalt, P. C. (2019). The Effect of Ankle Bracing on Kinematics in Simulated Sprain and Drop Landings: A Double-Blind, Placebo-Controlled Study. *The American journal of sports medicine*, 47(6), 1480–1487. <https://doi.org/10.1177/0363546519837695>
- Ahern, L., Nicholson, O., O'Sullivan, D., & McVeigh, J. G. (2021). Effect of Functional Rehabilitation on Performance of the Star Excursion Balance Test Among Recreational Athletes With Chronic Ankle Instability: A Systematic Review. *Archives of rehabilitation research and clinical translation*, 3(3), 100133. <https://doi.org/10.1016/j.arrct.2021.100133>
- Alawna, M., & Mohamed, A. A. (2020). Short-term and long-term effects of ankle joint taping and bandaging on balance, proprioception and vertical jump among volleyball players with chronic ankle instability. *Physical therapy in sport : official journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*, 46, 145–154. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2020.08.015>
- Altomare, D., Fusco, G., Bertolino, E., Ranieri, R., Sconza, C., Lipina, M., Kon, E., Marcacci, M., Bianchini, L., & Di Matteo, B. (2022). Evidence-based treatment choices for acute lateral ankle sprain: a comprehensive systematic review. *European review for medical and pharmacological sciences*, 26(6), 1876–1884. [https://doi.org/10.26355/eurrev\\_202203\\_28333](https://doi.org/10.26355/eurrev_202203_28333)
- 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(6), 354–360. <https://doi.org/10.1177/1938640011428509>
- Anandacoomarasamy, A., & Barnsley, L. (2005). Long term outcomes of inversion ankle injuries. *British journal of sports medicine*, 39(3), e14; discussion e14. <https://doi.org/10.1136/bjism.2004.011676>
- Andersen, T. E., Floerenes, T. W., Arnason, A., & Bahr, R [Roald] (2004). Video analysis of the mechanisms for ankle injuries in football. *The American journal of sports medicine*, 32(1 Suppl), 69S–79S. <https://doi.org/10.1177/0363546503262023>
- Arnold, B. L., & Docherty, C. L. (2006). Low-load eversion force sense, self-reported ankle instability, and frequency of giving way. *Journal of athletic training*, 41(3), 233–238.
- Arnold, B. L., La Motte, S. de, Linens, S., & Ross, S. E. (2009). Ankle instability is associated with balance impairments: a meta-analysis. *Medicine and science in sports and exercise*, 41(5), 1048–1062. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e318192d044>

- Arnold, B. L., Linens, S. W., La Motte, S. J. de, & Ross, S. E. (2009). Concentric evertor strength differences and functional ankle instability: a meta-analysis. *Journal of athletic training*, *44*(6), 653–662. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-44.6.653>
- Attenborough, A. S., Hiller, C. E., Smith, R. M., Stuelcken, M., Greene, A., & Sinclair, P. J. (2014). Chronic ankle instability in sporting populations. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, *44*(11), 1545–1556. <https://doi.org/10.1007/s40279-014-0218-2>
- Bain, K. A., Hoch, M. C., Kosik, K. B., Gribble, P. A., & Hoch, J. M. (2022). Psychological impairments in individuals with history of ankle sprain: a systematic review. *Physiotherapy theory and practice*, *38*(12), 1889–1907. <https://doi.org/10.1080/09593985.2021.1920079>
- Baltaci, G., & Kohl, H. W. (2003). Does Proprioceptive Training During Knee and Ankle Rehabilitation Improve Outcome? *Physical Therapy Reviews*, *8*(1), 5–16. <https://doi.org/10.1179/108331903225001363>
- Barelds, I., van den Broek, A. G., & Huisstede, B. M. A. (2018). Ankle Bracing is Effective for Primary and Secondary Prevention of Acute Ankle Injuries in Athletes: A Systematic Review and Meta-Analyses. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, *48*(12), 2775–2784. <https://doi.org/10.1007/s40279-018-0993-2>
- Barlow, G., Donovan, L., Hart, J. M [Joseph M.], & Hertel, J. (2015). Effect of lace-up ankle braces on electromyography measures during walking in adults with chronic ankle instability. *Physical therapy in sport : official journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*, *16*(1), 16–21. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2014.02.002>
- Barrett, J. R., Tanji, J. L., Drake, C., Fuller, D., Kawasaki, R. I., & Fenton, R. M. (1993). High- versus low-top shoes for the prevention of ankle sprains in basketball players. A prospective randomized study. *The American journal of sports medicine*, *21*(4), 582–585. <https://doi.org/10.1177/036354659302100416>
- Barrett, J. M., Viggiani, D., Park, J [Jonathan], & Callaghan, J. P. (2020). Expressing angles relative to reference postures: A mathematical comparison of four approaches. *Journal of biomechanics*, *104*, 109733. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2020.109733>
- Bell, D. R., Guskiewicz, K. M., Clark, M. A., & Padua, D. A. (2011). Systematic review of the balance error scoring system. *Sports health*, *3*(3), 287–295. <https://doi.org/10.1177/1941738111403122>
- Bellows, R., & Wong, C. K. (2018). The Effect Of Bracing And Balance Training On Ankle Sprain Incidence Among Athletes: A Systematic Review With Meta-Analysis. *International Journal of Sports Physical Therapy*, *13*(3), 379–388.
- Bennell, K. L., Talbot, R. C., Wajswelner, H., Techovanich, W., Kelly, D. H., & Hall, A. J. (1998). Intra-rater and inter-rater reliability of a weight-bearing lunge measure of ankle dorsiflexion. *The*

- Australian journal of physiotherapy*, 44(3), 175–180. [https://doi.org/10.1016/s0004-9514\(14\)60377-9](https://doi.org/10.1016/s0004-9514(14)60377-9).
- Beriau, M. R., Cox, W. B., & Manning, J. (1994). Effects of ankle braces upon agility course performance in high school athletes. *Journal of athletic training*, 29(3), 224–230.
- Beynon, B. D., Murphy, D. F., & Alosa, D. M. (2002). Predictive Factors for Lateral Ankle Sprains: A Literature Review. *Journal of athletic training*, 37(4), 376–380.
- Biz, C., Nicoletti, P., Tomasin, M., Bragazzi, N. L., Di Rubbo, G., & Ruggieri, P. (2022). Is Kinesio Taping Effective for Sport Performance and Ankle Function of Athletes with Chronic Ankle Instability (CAI)? A Systematic Review and Meta-Analysis. *Medicina (Kaunas, Lithuania)*, 58(5). <https://doi.org/10.3390/medicina58050620>
- Black, A. M., Meeuwisse, D. W., Eliason, P. H., Hagel, B. E., & Emery, C. A. (2021). Sport participation and injury rates in high school students: A Canadian survey of 2029 adolescents. *Journal of safety research*, 78, 314–321. <https://doi.org/10.1016/j.jsr.2021.06.008>
- Bleakley, C., McDonough, S., & MacAuley, D. (2004). The use of ice in the treatment of acute soft-tissue injury: a systematic review of randomized controlled trials. *The American Journal of Sports Medicine*, 32(1), 251–261. <https://doi.org/10.1177/0363546503260757>
- Bleakley, C., 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(1), 7–20. [https://doi.org/10.1016/s0004-9514\(08\)70061-8](https://doi.org/10.1016/s0004-9514(08)70061-8)
- Bocchinfuso, C., Sitler, M. R., & Kimura, I. F. (1994). Effects of Two Semirigid Prophylactic Ankle Stabilizers on Speed, Agility, and Vertical Jump. *Journal of sport rehabilitation*, 3(2), 125–134. <https://doi.org/10.1123/jsr.3.2.125>
- Bot, S. D., & van Mechelen, W [W.] (1999). The effect of ankle bracing on athletic performance. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 27(3), 171–178. <https://doi.org/10.2165/00007256-199927030-00003>
- Bot Sandra D.M., Verhagen, E. A. L. M., & Van Mechelen Willem (2003). The effect of ankle bracing and taping on functional performance : a review of the literature : review article. *International SportMed Journal*, 4(5), 1–14. <https://doi.org/10.10520/EJC48529>
- Bovalino, S. P., & Kingsley, M. I. C. (2021). Foot Strike Patterns During Overground Distance Running: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports medicine - open*, 7(1), 82. <https://doi.org/10.1186/s40798-021-00369-9>
- Brantingham, J. W., Globe, G., Pollard, H., Hicks, M., Korporaal, C., & Hoskins, W. (2009). Manipulative therapy for lower extremity conditions: expansion of literature review. *Journal of manipulative and physiological therapeutics*, 32(1), 53–71. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2008.09.013>

- Breuer, C., Feiler, S., & Rossi, L. (2020). Sportvereine in Deutschland: Mehr als nur Bewegung. *Kernergebnisse der*, 7.
- Broglio, S. P., Monk, A., Sopiartz, K., & Cooper, E. R. (2009). The influence of ankle support on postural control. *Journal of science and medicine in sport*, 12(3), 388–392. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2007.12.010>
- Brown, C. (2011). Foot clearance in walking and running in individuals with ankle instability. *The American journal of sports medicine*, 39(8), 1769–1776. <https://doi.org/10.1177/0363546511408872>
- Brown, C., Padua, D., Marshall, S. W [Stephen W.], & Guskiewicz, K. (2008). Individuals with mechanical ankle instability exhibit different motion patterns than those with functional ankle instability and ankle sprain copers. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 23(6), 822–831. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2008.02.013>
- Burcal, C. J., & Wikstrom, E. A. (2016). Plantar Cutaneous Sensitivity With and Without Cognitive Loading in People With Chronic Ankle Instability, Copers, and Uninjured Controls. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 46(4), 270–276. <https://doi.org/10.2519/jospt.2016.6351>
- Cao, Y., Hong, Y., Xu, Y., Zhu, Y., & Xu, X. (2018). Surgical management of chronic lateral ankle instability: a meta-analysis. *Journal of orthopaedic surgery and research*, 13(1), 159. <https://doi.org/10.1186/s13018-018-0870-6>
- Carcia, C. R., Martin, R. L., & Drouin, J. M. (2008). Validity of the Foot and Ankle Ability Measure in athletes with chronic ankle instability. *Journal of athletic training*, 43(2), 179–183. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-43.2.179>
- Cheung, R. T. H., Wong, R. Y. L., Chung, T. K. W., Choi, R. T., Leung, W. W. Y., & Shek, D. H. Y. (2017). Relationship between foot strike pattern, running speed, and footwear condition in recreational distance runners. *Sports biomechanics*, 16(2), 238–247. <https://doi.org/10.1080/14763141.2016.1226381>
- Chinn, L., Dicharry, J., Hart, J. M [Joseph M.], Saliba, S., Wilder, R., & Hertel, J. (2014). Gait kinematics after taping in participants with chronic ankle instability. *Journal of athletic training*, 49(3), 322–330. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-49.3.08>
- Chinn, L., Dicharry, J., & Hertel, J. (2013). Ankle kinematics of individuals with chronic ankle instability while walking and jogging on a treadmill in shoes. *Physical therapy in sport : official journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*, 14(4), 232–239. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2012.10.001>
- Chinn, L., & Hertel, J. (2010). Rehabilitation of ankle and foot injuries in athletes. *Clinics in sports medicine*, 29(1), 157–67, table of contents. <https://doi.org/10.1016/j.csm.2009.09.006>
- Cho, B.-K., Park, J.-K., Choi, S.-M., Kang, S.-W., & SooHoo, N. F. (2019). The peroneal strength deficits in patients with chronic ankle instability compared to ankle sprain copers and normal



- individuals. *Foot and ankle surgery : official journal of the European Society of Foot and Ankle Surgeons*, 25(2), 231–236. <https://doi.org/10.1016/j.fas.2017.10.017>
- Christina, K. A., White, S. C., & Gilchrist, L. A. (2001). Effect of localized muscle fatigue on vertical ground reaction forces and ankle joint motion during running. *Human movement science*, 20(3), 257–276. [https://doi.org/10.1016/S0167-9457\(01\)00048-3](https://doi.org/10.1016/S0167-9457(01)00048-3)
- Cordova, M. L., Ingersoll, C. D [C. D.], & LeBlanc, M. J [M. J.] (2000). Influence of ankle support on joint range of motion before and after exercise: a meta-analysis. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 30(4), 170-7; discussion 178-82. <https://doi.org/10.2519/jospt.2000.30.4.170>
- Cordova, M. L., Scott, B. D., Ingersoll, C. D [Christopher D.], & LeBlanc, M. J [Michael J.] (2005). Effects of ankle support on lower-extremity functional performance: a meta-analysis. *Medicine and science in sports and exercise*, 37(4), 635–641. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000159141.78989.9c>
- Curtis, C. K., Laudner, K. G., McLoda, T. A., & McCaw, S. T. (2008). The role of shoe design in ankle sprain rates among collegiate basketball players. *Journal of athletic training*, 43(3), 230–233. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-43.3.230>
- Dayakidis, M. K., & Boudolos, K. (2006). Ground reaction force data in functional ankle instability during two cutting movements. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 21(4), 405–411. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.11.010>
- DeFroda, S. F., Bodendorfer, B. M., Hartnett, D. A., Milner, J. D., Yang, D. S., Silber, Z. S., & Forsythe, B. (2022). Defining the contemporary epidemiology and return to play for high ankle sprains in the National Football League. *The Physician and sportsmedicine*, 50(4), 301–305. <https://doi.org/10.1080/00913847.2021.1924046>
- Delahunt, E., Bleakley, C., Bossard, D. S., Caulfield, B. M., Docherty, C. L., Doherty, C., Fourchet, F., Fong, D. T., Hertel, J., Hiller, C. E., Kaminski, T. W., McKeon, P. O., Refshauge, K. M., Remus, A., Verhagen, E. A. L. M., Vicenzino, B. T., Wikstrom, E. A., & Gribble, P. A. (2018). Clinical assessment of acute lateral ankle sprain injuries (ROAST): 2019 consensus statement and recommendations of the International Ankle Consortium. *British journal of sports medicine*, 52(20), 1304–1310. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2017-098885>
- Delahunt, E., Coughlan, G. F., Caulfield, B., Nightingale, E. J., Lin, C.-W. C., & Hiller, C. E. (2010). Inclusion criteria when investigating insufficiencies in chronic ankle instability. *Medicine and science in sports and exercise*, 42(11), 2106–2121. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181de7a8a>
- Delahunt, E., McGrath, A., Doran, N., & Coughlan, G. F. (2010). Effect of taping on actual and perceived dynamic postural stability in persons with chronic ankle instability. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 91(9), 1383–1389. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2010.06.023>

- Delahunt, E., O'Driscoll, J., & Moran, K. (2009). Effects of taping and exercise on ankle joint movement in subjects with chronic ankle instability: a preliminary investigation. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 90(8), 1418–1422.  
<https://doi.org/10.1016/j.apmr.2009.01.024>
- Delahunt, E., & Remus, A. (2019). Risk Factors for Lateral Ankle Sprains and Chronic Ankle Instability. *Journal of athletic training*, 54(6), 611–616. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-44-18>
- D'Hooghe, P., Cruz, F., & Alkhelaifi, K. (2020). Return to Play After a Lateral Ligament Ankle Sprain. *Current reviews in musculoskeletal medicine*, 13(3), 281–288.  
<https://doi.org/10.1007/s12178-020-09631-1>
- DiStefano, L. J., Padua, D. A., Brown, C. N., & Guskiewicz, K. M. (2008). Lower extremity kinematics and ground reaction forces after prophylactic lace-up ankle bracing. *Journal of athletic training*, 43(3), 234–241. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-43.3.234>
- 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(3), 309–317. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2009.05.002>
- Docherty, C. L., & Arnold, B. L. (2008). Force sense deficits in functionally unstable ankles. *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society*, 26(11), 1489–1493. <https://doi.org/10.1002/jor.20682>
- Docherty, C. L., Arnold, B. L., & Hurwitz, S. (2006). Contralateral force sense deficits are related to the presence of functional ankle instability. *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society*, 24(7), 1412–1419. <https://doi.org/10.1002/jor.20195>
- Docherty, C. L., Valovich McLeod, T. C., & Shultz, S. J. (2006). Postural control deficits in participants with functional ankle instability as measured by the balance error scoring system. *Clinical journal of sport medicine : official journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*, 16(3), 203–208. <https://doi.org/10.1097/00042752-200605000-00003>
- Doherty, C., Bleakley, C., Delahunt, E., & Holden, S. (2017). Treatment and prevention of acute and recurrent ankle sprain: an overview of systematic reviews with meta-analysis. *British journal of sports medicine*, 51(2), 113–125. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-096178>
- Doherty, C., Delahunt, E., Caulfield, B., Hertel, J., Ryan, J., & Bleakley, C. (2014). The incidence and prevalence of ankle sprain injury: a systematic review and meta-analysis of prospective epidemiological studies. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 44(1), 123–140.  
<https://doi.org/10.1007/s40279-013-0102-5>
- Donnelly, L., Donovan, L., Hart, J. M [Joseph M.], & Hertel, J. (2017). Eversion Strength and Surface Electromyography Measures With and Without Chronic Ankle Instability Measured in 2 Positions. *Foot & ankle international*, 38(7), 769–778. <https://doi.org/10.1177/1071100717701231>

- Drewes, L. K., McKeon, P. O., Kerrigan, D. C., & Hertel, J. (2009). Dorsiflexion deficit during jogging with chronic ankle instability. *Journal of science and medicine in sport, 12*(6), 685–687. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2008.07.003>
- Drewes, L. K., McKeon, P. O., Paolini, G., Riley, P., Kerrigan, D. C., Ingersoll, C. D [Christopher D.], & Hertel, J. (2009). Altered ankle kinematics and shank-rear-foot coupling in those with chronic ankle instability. *Journal of sport rehabilitation, 18*(3), 375–388. <https://doi.org/10.1123/jsr.18.3.375>
- Eberbach, H., Gehring, D [Dominic], Lange, T., Ovsepyan, S., Gollhofer, A [Albert], Schmal, H., & Wenning, M. (2021). Efficacy of a semirigid ankle brace in reducing mechanical ankle instability evaluated by 3D stress-MRI. *Journal of orthopaedic surgery and research, 16*(1), 620. <https://doi.org/10.1186/s13018-021-02750-6>
- Evans, L. J., & Clough, A. (2012). Prevention of ankle sprain: A systematic review. *International Musculoskeletal Medicine, 34*(4), 146–158. <https://doi.org/10.1179/1753615412Y.0000000013>
- Feger, M. A., Donovan, L., Hart, J. M [Joe M.], & Hertel, J. (2014). EFFECT OF ANKLE BRACES ON LOWER EXTREMITY MUSCLE ACTIVATION DURING FUNCTIONAL EXERCISES IN PARTICIPANTS WITH CHRONIC ANKLE INSTABILITY. *International Journal of Sports Physical Therapy, 9*(4), 476–487.
- Feger, M. A., Herb, C. C., Fraser, J. J., Glaviano, N., & Hertel, J. (2015). Supervised rehabilitation versus home exercise in the treatment of acute ankle sprains: a systematic review. *Clinics in sports medicine, 34*(2), 329–346. <https://doi.org/10.1016/j.csm.2014.12.001>
- Fellin, R. E., Rose, W. C., Royer, T. D., & Davis, I. S. (2010). Comparison of methods for kinematic identification of footstrike and toe-off during overground and treadmill running. *Journal of science and medicine in sport, 13*(6), 646–650. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2010.03.006>
- Filipa, A., Byrnes, R., Paterno, M. V., Myer, G. D., & Hewett, T. E. (2010). Neuromuscular training improves performance on the star excursion balance test in young female athletes. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy, 40*(9), 551–558. <https://doi.org/10.2519/jospt.2010.3325>
- Finnoff, J. T., Peterson, V. J., Hollman, J. H., & Smith, J. (2009). Intrarater and interrater reliability of the Balance Error Scoring System (BESS). *PM & R : the journal of injury, function, and rehabilitation, 1*(1), 50–54. <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2008.06.002>
- Fong, D. T.-P., Ha, S. C.-W., Mok, K.-M., Chan, C. W.-L., & Chan, K.-M. (2012). Kinematics analysis of ankle inversion ligamentous sprain injuries in sports: five cases from televised tennis competitions. *The American journal of sports medicine, 40*(11), 2627–2632. <https://doi.org/10.1177/0363546512458259>
- Fox, J., Docherty, C. L., Schrader, J., & Applegate, T. (2008). Eccentric plantar-flexor torque deficits in participants with functional ankle instability. *Journal of athletic training, 43*(1), 51–54. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-43.1.51>

- Freeman, M. A. (1965). Instability of the foot after injuries to the lateral ligament of the ankle. *The Journal of bone and joint surgery. British volume*, 47(4), 669–677.
- Fuerst, P., Gollhofer, A [Albert], Wenning, M., & Gehring, D [Dominic] (2021). People with chronic ankle instability benefit from brace application in highly dynamic change of direction movements. *Journal of foot and ankle research*, 14(1), 13. <https://doi.org/10.1186/s13047-021-00452-0>
- Garber, C. E., Blissmer, B., Deschenes, M. R., Franklin, B. A., Lamonte, M. J., Lee, I.-M., Nieman, D. C., & Swain, D. P. (2011). American College of Sports Medicine position stand. Quantity and quality of exercise for developing and maintaining cardiorespiratory, musculoskeletal, and neuromotor fitness in apparently healthy adults: guidance for prescribing exercise. *Medicine and science in sports and exercise*, 43(7), 1334–1359. <https://doi.org/10.1249/mss.0b013e318213fefb>
- Garrick, J. G., & Requa, R. K. (1973). Role of external support in the prevention of ankle sprains. *Medicine and science in sports*, 5(3), 200–203.
- Gehring, D [D.], Wissler, S., Mornieux, G., & Gollhofer, A [A.] (2013). How to sprain your ankle - a biomechanical case report of an inversion trauma. *Journal of biomechanics*, 46(1), 175–178. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.09.016>
- Gigi, R., Haim, A., Luger, E., Segal, G., Melamed, E., Beer, Y., Nof, M., Nyska, M., & Elbaz, A. (2015). Deviations in gait metrics in patients with chronic ankle instability: a case control study. *Journal of foot and ankle research*, 8(1), 1. <https://doi.org/10.1186/s13047-014-0058-1>
- Götz, M., Riederer, A., & Richter, R. (2022). Auswirkungen des Trainings der intrinsischen Fußmuskulatur bei Patienten\*innen mit Sprunggelenkinstabilität – ein narrativer Review [Effects of intrinsic foot muscle training in patients with ankle instability: a narrative review]. *Sportverletzung Sportschaden : Organ der Gesellschaft für Orthopädisch-Traumatologische Sportmedizin*, 36(4), 188–199. <https://doi.org/10.1055/a-1888-4848>
- Gribble, P. A., Bleakley, C., Caulfield, B. M., Docherty, C. L., Fourchet, F., Fong, D. T.-P., Hertel, J., Hiller, C. E., Kaminski, T. W., McKeon, P. O., Refshauge, K. M., Verhagen, E. A. L. M., Vicenzino, B. T., Wikstrom, E. A., & Delahunt, E. (2016a). 2016 consensus statement of the International Ankle Consortium: prevalence, impact and long-term consequences of lateral ankle sprains. *British journal of sports medicine*, 50(24), 1493–1495. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-096188>
- Gribble, P. A., Bleakley, C., Caulfield, B. M., Docherty, C. L., Fourchet, F., Fong, D. T.-P., Hertel, J., Hiller, C. E., Kaminski, T. W., McKeon, P. O., Refshauge, K. M., Verhagen, E. A. L. M., Vicenzino, B. T., Wikstrom, E. A., & Delahunt, E. (2016b). Evidence review for the 2016 International Ankle Consortium consensus statement on the prevalence, impact and long-term consequences of lateral ankle sprains. *British journal of sports medicine*, 50(24), 1496–1505. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-096189>

- Gribble, P. A., Delahunt, E., Bleakley, C., Caulfield, B., Docherty, C. L., Fourchet, F., Fong, D., Hertel, J., Hiller, C., Kaminski, T. W., McKeon, P. O., Refshauge, K. M., van der Wees, P., Vicenzino, B., & Wikstrom, E. A. (2013). Selection criteria for patients with chronic ankle instability in controlled research: a position statement of the International Ankle Consortium. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 43(8), 585–591. <https://doi.org/10.2519/jospt.2013.0303>
- Gribble, P. A., Delahunt, E., Bleakley, C., Caulfield, B., Docherty, C., Fourchet, F., Fong, D. T.-P., Hertel, J., Hiller, C., Kaminski, T., McKeon, P. O., Refshauge, K., van der Wees, P., Vincenzino, B., & Wikstrom, E. (2014). Selection criteria for patients with chronic ankle instability in controlled research: a position statement of the International Ankle Consortium. *British journal of sports medicine*, 48(13), 1014–1018. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-093175>
- Gribble, P. A., & Hertel, J. (2003). Considerations for Normalizing Measures of the Star Excursion Balance Test. *Measurement in Physical Education and Exercise Science*, 7(2), 89–100. [https://doi.org/10.1207/S15327841MPEE0702\\_3](https://doi.org/10.1207/S15327841MPEE0702_3)
- Gribble, P. A., Hertel, J., & Plisky, P. (2012). Using the Star Excursion Balance Test to assess dynamic postural-control deficits and outcomes in lower extremity injury: a literature and systematic review. *Journal of athletic training*, 47(3), 339–357. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-47.3.08>
- Gribble, P. A., & Robinson, R. H. (2009). An examination of ankle, knee, and hip torque production in individuals with chronic ankle instability. *Journal of strength and conditioning research*, 23(2), 395–400. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31818efbb2>
- 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(3), 150–156. <https://doi.org/10.2519/jospt.1994.19.3.150>
- Gruber, A. H., Boyer, K., Silvernail, J. F., & Hamill, J. (2013). Comparison of classification methods to determine footfall pattern. *Footwear Science*, 5(sup1), S103-S104. <https://doi.org/10.1080/19424280.2013.799583>
- Hadadi, M., Ebrahimi, I., Mousavi, M. E., Aminian, G., Esteki, A., & Rahgozar, M. (2017). The effect of combined mechanism ankle support on postural control of patients with chronic ankle instability. *Prosthetics and orthotics international*, 41(1), 58–64. <https://doi.org/10.1177/0309364615596068>
- Hadadi, M., Mousavi, M. E., Fardipour, S., Vameghi, R., & Mazaheri, M. (2014). Effect of soft and semirigid ankle orthoses on Star Excursion Balance Test performance in patients with functional ankle instability. *Journal of science and medicine in sport*, 17(4), 430–433. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2013.05.017>

- Hale, S. A., & Hertel, J. (2005). Reliability and Sensitivity of the Foot and Ankle Disability Index in Subjects With Chronic Ankle Instability. *Journal of athletic training, 40*(1), 35–40.
- Hamacher, D., Hollander, K., & Zech, A. (2016). Effects of ankle instability on running gait ankle angles and its variability in young adults. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon), 33*, 73–78. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2016.02.004>
- Han, J., Luan, L., Adams, R., Witchalls, J., Newman, P., Tirosh, O., & Waddington, G. (2022). Can Therapeutic Exercises Improve Proprioception in Chronic Ankle Instability? A Systematic Review and Network Meta-analysis. *Archives of physical medicine and rehabilitation, 103*(11), 2232–2244. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2022.04.007>
- Han, L., Zhang, C., Liu, B., Ting, H., & Jihong, W. (2012). A Meta-analysis of treatment methods for acute ankle sprain. *1681-715X*.
- Handoll, H. H., Rowe, B. H., Quinn, K. M., & Bie, R. de (2001). Interventions for preventing ankle ligament injuries. *The Cochrane database of systematic reviews*(3), CD000018. <https://doi.org/10.1002/14651858.CD000018>
- Hanzlíková, I., Athens, J., & Hébert-Losier, K. (2021). Factors influencing the Landing Error Scoring System: Systematic review with meta-analysis. *Journal of science and medicine in sport, 24*(3), 269–280. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2020.08.013>
- Hardin, E. C., van den Bogert, A. J., & Hamill, J. (2004). Kinematic adaptations during running: effects of footwear, surface, and duration. *Medicine and science in sports and exercise, 36*(5), 838–844.
- Hardy, L., Huxel, K., Brucker, J., & Nesser, T. (2008). Prophylactic ankle braces and star excursion balance measures in healthy volunteers. *Journal of athletic training, 43*(4), 347–351. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-43.4.347>
- Haskell, W. L., Lee, I.-M., Pate, R. R., Powell, K. E., Blair, S. N., Franklin, B. A., Macera, C. A., Heath, G. W., Thompson, P. D., & Bauman, A. (2007). Physical activity and public health: updated recommendation for adults from the American College of Sports Medicine and the American Heart Association. *Circulation, 116*(9), 1081.
- Herb, C. C., Chinn, L., Dicharry, J., McKeon, P. O., Hart, J. M [Joseph M.], & Hertel, J. (2014). Shank-rearfoot joint coupling with chronic ankle instability. *Journal of applied biomechanics, 30*(3), 366–372. <https://doi.org/10.1123/jab.2013-0085>
- Hertel, J. (2002). Functional Anatomy, Pathomechanics, and Pathophysiology of Lateral Ankle Instability. *Journal of athletic training, 37*(4), 364–375.
- Hertel, J., & Corbett, R. O. (2019). An Updated Model of Chronic Ankle Instability. *Journal of athletic training, 54*(6), 572–588. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-344-18>

- Herzog, M. M., Kerr, Z. Y., Marshall, S. W [Stephen W.], & Wikstrom, E. A. (2019). Epidemiology of Ankle Sprains and Chronic Ankle Instability. *Journal of athletic training*, 54(6), 603–610. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-447-17>
- Herzog, M. M., Mack, C. D., Dreyer, N. A., Wikstrom, E. A., Padua, D. A., Kocher, M. S., DiFiori, J. P., & Marshall, S. W [Stephen W.] (2019). Ankle Sprains in the National Basketball Association, 2013-2014 Through 2016-2017. *The American journal of sports medicine*, 47(11), 2651–2658. <https://doi.org/10.1177/0363546519864678>
- Hiller, C. E., Nightingale, E. J., Lin, C.-W. C., Coughlan, G. F., Caulfield, B., & Delahunt, E. (2011). Characteristics of people with recurrent ankle sprains: a systematic review with meta-analysis. *British journal of sports medicine*, 45(8), 660–672. <https://doi.org/10.1136/bjsm.2010.077404>
- Hiller, C. E., Nightingale, E. J., Raymond, J [Jacqueline], Kilbreath, S. L., Burns, J., Black, D. A., & Refshauge, K. M. (2012). Prevalence and impact of chronic musculoskeletal ankle disorders in the community. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 93(10), 1801–1807. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2012.04.023>
- Hiller, C. E., Refshauge, K. M., Bundy, A. C., Herbert, R. D., & Kilbreath, S. L. (2006). The Cumberland ankle instability tool: a report of validity and reliability testing. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 87(9), 1235–1241. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2006.05.022>
- Hoch, M. C., & McKeon, P. O. (2014). Peroneal reaction time after ankle sprain: a systematic review and meta-analysis. *Medicine and science in sports and exercise*, 46(3), 546–556. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3182a6a93b>
- Hoch, M. C., McKeon, P. O., & Andreatta, R. D. (2012). Plantar vibrotactile detection deficits in adults with chronic ankle instability. *Medicine and science in sports and exercise*, 44(4), 666–672. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3182390212>
- Hoch, M. C., Staton, G. S., & McKeon, P. O. (2011). Dorsiflexion range of motion significantly influences dynamic balance. *Journal of science and medicine in sport*, 14(1), 90–92. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2010.08.001>
- Hohmann, E., & Imhoff, A. B. (2007). *Der Fuß des Läufers*. Steinkopff; Imprint: Steinkopff.
- Hollander, K., Argubi-Wollesen, A., Reer, R., & Zech, A. (2015). Comparison of minimalist footwear strategies for simulating barefoot running: a randomized crossover study. *PloS one*, 10(5), e0125880. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0125880>
- Hollander, K., Heidt, C., van der Zwaard, B. C., Braumann, K.-M., & Zech, A. (2017). Long-Term Effects of Habitual Barefoot Running and Walking: A Systematic Review. *Medicine and science in sports and exercise*, 49(4), 752–762. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000001141>
- Hollander, K., Liebl, D., Meining, S., Mattes, K., Willwacher, S., & Zech, A. (2019). Adaptation of Running Biomechanics to Repeated Barefoot Running: A Randomized Controlled Study. *The*

- American Journal of Sports Medicine*, 11(5), 036354651984992.  
<https://doi.org/10.1177/0363546519849920>
- Hollander, K., Riebe, D., Campe, S., Braumann, K.-M., & Zech, A. (2014). Effects of footwear on treadmill running biomechanics in preadolescent children. *Gait & posture*, 40(3), 381–385.  
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.05.006>
- Hollander, K., Villiers, J. E. de [Johanna Elsabe], Venter, R., Sehner, S., Wegscheider, K., Braumann, K.-M., & Zech, A. (2018). Foot Strike Patterns Differ Between Children and Adolescents Growing up Barefoot vs. Shod. *International journal of sports medicine*, 39(2), 97–103. <https://doi.org/10.1055/s-0043-120344>
- Hollander, K., Wellmann, K., Eulenburg, C. zu, Braumann, K.-M., Junge, A., & Zech, A. (2018). Epidemiology of injuries in outdoor and indoor hockey players over one season: a prospective cohort study. *British journal of sports medicine*, 52(17), 1091–1096.  
<https://doi.org/10.1136/bjsports-2017-098948>
- Hootman, J. M., Dick, R., & Agel, J. (2007). Epidemiology of Collegiate Injuries for 15 Sports: Summary and Recommendations for Injury Prevention Initiatives. *Journal of athletic training*, 42(2), 311–319.
- Hrysomallis, C., McLaughlin, P., & Goodman, C. (2006). Relationship between static and dynamic balance tests among elite Australian Footballers. *Journal of science and medicine in sport*, 9(4), 288–291. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2006.05.021>
- Hubbard, T. J., & Cordova, M. L. (2010). Effect of ankle taping on mechanical laxity in chronic ankle instability. *Foot & ankle international*, 31(6), 499–504. <https://doi.org/10.3113/FAI.2010.0499>
- 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(5), 523–529.  
<https://doi.org/10.4085/1062-6050-43.5.523>
- Hubbard, T. J., Kaminski, T. W., Vander Griend, R. A., & Kovalski, J. E. (2004). Quantitative assessment of mechanical laxity in the functionally unstable ankle. *Medicine and science in sports and exercise*, 36(5), 760–766. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000126604.85429.29>
- Hübscher, M., Zech, A., Pfeifer, K., Hänsel, F., Vogt, L., & Banzer, W. (2010). Neuromuscular training for sports injury prevention: a systematic review. *Medicine and science in sports and exercise*, 42(3), 413–421. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181b88d37>
- Hueber, G. A., Hall, E. A., Sage, B. W., & Docherty, C. L. (2017). Prophylactic Bracing Has No Effect on Lower Extremity Alignment or Functional Performance. *International journal of sports medicine*, 38(8), 637–643. <https://doi.org/10.1055/s-0043-106893>
- Hughes, T., & Rochester, P. (2008). The effects of proprioceptive exercise and taping on proprioception in subjects with functional ankle instability: a review of the literature. *Physical*



- therapy in sport : official journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*, 9(3), 136–147. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2008.06.003>
- Hunt, E., & Short, S. (2006). Collegiate Athletes' Perceptions of Adhesive Ankle Taping: A Qualitative Analysis. *Journal of sport rehabilitation*, 15(4), 280–298. <https://doi.org/10.1123/jsr.15.4.280>
- Hupperets, M. D. W., Verhagen, E. A. L. M., & van Mechelen, W [Willem] (2008). The 2BFit study: is an unsupervised proprioceptive balance board training programme, given in addition to usual care, effective in preventing ankle sprain recurrences? Design of a randomized controlled trial. *BMC musculoskeletal disorders*, 9, 71. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-9-71>
- Janssen, K. W., van Mechelen, W [Willem], & Verhagen, E. A. L. M. (2011). Ankles back in randomized controlled trial (ABrCt): braces versus neuromuscular exercises for the secondary prevention of ankle sprains. Design of a randomised controlled trial. *BMC musculoskeletal disorders*, 12, 210. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-12-210>
- Jiang, C., Huang, D.-B., Li, X.-M., Guo, J.-H., Guo, M.-M., Yu, S.-X., Huang, S., & Lin, Z.-H. (2022). Effects of balance training on dynamic postural stability in patients with chronic ankle instability: systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. *The Journal of sports medicine and physical fitness*, 62(12), 1707–1715. <https://doi.org/10.23736/S0022-4707.22.13566-8>
- John, C., Hollander, K., Elsabe de Villiers, J., Hamacher, D., Venter, R., & Zech, A. (2019). The influence of biological maturity on motor performance among habitually barefoot versus habitually shod adolescents. *European journal of sport science*, 19(5), 621–627. <https://doi.org/10.1080/17461391.2018.1543455>
- John, C., Stotz, A., Gmachowski, J., Rahlf, A. L [Anna Lina], Hamacher, D., Hollander, K., & Zech, A. (2019). Is an Elastic Ankle Support Effective in Improving Jump Landing Performance, Static and Dynamic Balance in Young Adults With and Without Chronic Ankle Instability? *Journal of sport rehabilitation*, 1–21. <https://doi.org/10.1123/jsr.2019-0147>
- John, C., Stotz, A., Gmachowski, J., Rahlf, A. L [Anna Lina], Hamacher, D., Hollander, K., & Zech, A. (2020). Is an Elastic Ankle Support Effective in Improving Jump Landing Performance, and Static and Dynamic Balance in Young Adults With and Without Chronic Ankle Instability? *Journal of sport rehabilitation*, 29(6), 789–794. <https://doi.org/10.1123/jsr.2019-0147>
- Kaminski, T. W., Hertel, J., Amendola, N., Docherty, C. L., Dolan, M. G., Hopkins, J. T., Nussbaum, E., Poppy, W., & Richie, D. (2013). National Athletic Trainers' Association position statement: conservative management and prevention of ankle sprains in athletes. *Journal of athletic training*, 48(4), 528–545. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-48.4.02>

- 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(2), 305–312.
- Karlsson, J., & Peterson, L. (1991). Evaluation of ankle joint function: the use of a scoring scale. *The Foot*, 1(1), 15–19. [https://doi.org/10.1016/0958-2592\(91\)90006-W](https://doi.org/10.1016/0958-2592(91)90006-W)
- Kasmer, M. E., Liu, X.-C., Roberts, K. G., & Valadao, J. M. (2013). Foot-strike pattern and performance in a marathon. *International journal of sports physiology and performance*, 8(3), 286–292. <https://doi.org/10.1123/ijsp.8.3.286>
- Keene, D. J., Willett, K., & Lamb, S. E. (2016). The Immediate Effects of Different Types of Ankle Support Introduced 6 Weeks After Surgical Internal Fixation for Ankle Fracture on Gait and Pain: A Randomized Crossover Trial. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 46(3), 157–167. <https://doi.org/10.2519/jospt.2016.6212>
- Kemler, E., van de Port, I., Backx, F., & van Dijk, C. N [C. Niek] (2011). A systematic review on the treatment of acute ankle sprain: brace versus other functional treatment types. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 41(3), 185–197. <https://doi.org/10.2165/11584370-000000000-00000>
- Kerkhoffs, G. M. M. J., Handoll, H. H. G., Bie, R. de, Rowe, B. H., & Struijs, P. A. A [P. A. A.] (2007). Surgical versus conservative treatment for acute injuries of the lateral ligament complex of the ankle in adults. *The Cochrane database of systematic reviews*(2), CD000380. <https://doi.org/10.1002/14651858.CD000380.pub2>
- Kerkhoffs, G. M. M. J., Struijs, P. A. A [Peter A. A.], Marti, R. K [René K.], Blankevoort, L., Assendelft, W. J. J., & van Dijk, C. N [C. Niek] (2003). Functional treatments for acute ruptures of the lateral ankle ligament: a systematic review. *Acta orthopaedica Scandinavica*, 74(1), 69–77. <https://doi.org/10.1080/00016470310013699>
- Kim, H [Hyunjoong], & Moon, S. (2022). Effect of Joint Mobilization in Individuals with Chronic Ankle Instability: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Journal of functional morphology and kinesiology*, 7(3). <https://doi.org/10.3390/jfmk7030066>
- Kim, H [Hyunsoo], Son, S. J., Seeley, M. K., & Hopkins, J. T. (2018). Kinetic Compensations due to Chronic Ankle Instability during Landing and Jumping. *Medicine and science in sports and exercise*, 50(2), 308–317. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000001442>
- Kim, T.-H., Lee, M. S., Kim, K. H., Kang, J. W., Choi, T.-Y., & Ernst, E. (2014). Acupuncture for treating acute ankle sprains in adults. *The Cochrane database of systematic reviews*(6), CD009065. <https://doi.org/10.1002/14651858.CD009065.pub2>
- Konradsen, L [L.], & Højsgaard, C. (1993). Pre-heel-strike peroneal muscle activity during walking and running with and without an external ankle support. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 3(2), 99–103. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.1993.tb00369.x>

- Konradsen, L [Lars] (2002). Factors Contributing to Chronic Ankle Instability: Kinesthesia and Joint Position Sense. *Journal of athletic training*, 37(4), 381–385.
- Konradsen, L [Lars], & Voigt, M. (2002). Inversion injury biomechanics in functional ankle instability: a cadaver study of simulated gait. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 12(6), 329–336. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0838.2002.00108.x>
- Koshino, Y., Ishida, T., Yamanaka, M., Ezawa, Y., Okunuki, T., Kobayashi, T [Takumi], Samukawa, M., Saito, H., & Tohyama, H. (2016). Kinematics and muscle activities of the lower limb during a side-cutting task in subjects with chronic ankle instability. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA*, 24(4), 1071–1080. <https://doi.org/10.1007/s00167-015-3745-y>
- Koshino, Y., & Kobayashi, T [Takumi] (2022). Effects of Conservative Interventions on Static and Dynamic Balance in Individuals With Chronic Ankle Instability: A Systematic Review and Meta-analysis. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. Vorab-Onlinepublikation. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2022.10.014>
- Kristianslund, E., Bahr, R [R.], & Krosshaug, T. (2011). Kinematics and kinetics of accidental ankle sprain in 3D motion analysis lab. *British journal of sports medicine*, 45(4), 329. <https://doi.org/10.1136/bjism.2011.084038.55>
- Lambers, K., Ootes, D., & Ring, D. (2012). Incidence of patients with lower extremity injuries presenting to US emergency departments by anatomic region, disease category, and age. *Clinical orthopaedics and related research*, 470(1), 284–290. <https://doi.org/10.1007/s11999-011-1982-z>
- Larson, P., Higgins, E., Kaminski, J., Decker, T., Preble, J., Lyons, D., McIntyre, K., & Normile, A. (2011). Foot strike patterns of recreational and sub-elite runners in a long-distance road race. *Journal of sports sciences*, 29(15), 1665–1673. <https://doi.org/10.1080/02640414.2011.610347>
- Leardini, A., Sawacha, Z., Paolini, G., Ingrosso, S., Nativio, R., & Benedetti, M. G. (2007). A new anatomically based protocol for gait analysis in children. *Gait & posture*, 26(4), 560–571. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.12.018>
- Lieberman, D. E. (2012). What we can learn about running from barefoot running: an evolutionary medical perspective. *Exercise and sport sciences reviews*, 40(2), 63–72. <https://doi.org/10.1097/JES.0b013e31824ab210>
- Lin, C.-F., Chen, C.-Y [Chin-Yang], & Lin, C.-W. (2011). Dynamic ankle control in athletes with ankle instability during sports maneuvers. *The American journal of sports medicine*, 39(9), 2007–2015. <https://doi.org/10.1177/0363546511406868>
- Lin, C.-I., Houtenbos, S., Lu, Y.-H., Mayer, F., & Wippert, P.-M. (2021). The epidemiology of chronic ankle instability with perceived ankle instability- a systematic review. *Journal of foot and ankle research*, 14(1), 41. <https://doi.org/10.1186/s13047-021-00480-w>

- Lin, C.-W. C., Moseley, A. M., Refshauge, K. M., & Bundy, A. C. (2009). The lower extremity functional scale has good clinimetric properties in people with ankle fracture. *Physical therapy*, 89(6), 580–588. <https://doi.org/10.2522/ptj.20080290>
- Lin, J.-Z., Lin, Y.-A., Tai, W.-H., & Chen, C.-Y [Chung-Yu] (2022). Influence of Landing in Neuromuscular Control and Ground Reaction Force with Ankle Instability: A Narrative Review. *Bioengineering (Basel, Switzerland)*, 9(2). <https://doi.org/10.3390/bioengineering9020068>
- Linens, S. W., Ross, S. E., Arnold, B. L., Gayle, R., & Pidcoe, P. (2014). Postural-stability tests that identify individuals with chronic ankle instability. *Journal of athletic training*, 49(1), 15–23. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-48.6.09>
- Loudon, J. K., Reiman, M. P., & Sylvain, J. (2014). The efficacy of manual joint mobilisation/manipulation in treatment of lateral ankle sprains: a systematic review. *British journal of sports medicine*, 48(5), 365–370. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-092763>
- Luan, L., Adams, R., Witchalls, J., Ganderton, C., & Han, J. (2021). Does Strength Training for Chronic Ankle Instability Improve Balance and Patient-Reported Outcomes and by Clinically Detectable Amounts? A Systematic Review and Meta-Analysis. *Physical therapy*, 101(7). <https://doi.org/10.1093/ptj/pzab046>
- Maeda, N., Urabe, Y., Tsutsumi, S., Numano, S., Morita, M., Takeuchi, T., Iwata, S., & Kobayashi, T [Toshiki] (2016). Effect of Semi-Rigid and Soft Ankle Braces on Static and Dynamic Postural Stability in Young Male Adults. *Journal of Sports Science & Medicine*, 15(2), 352–357.
- Mandarakas, M., Pourkazemi, F., Sman, A., Burns, J., & Hiller, C. E. (2014). Systematic review of chronic ankle instability in children. *Journal of foot and ankle research*, 7(1), 21. <https://doi.org/10.1186/1757-1146-7-21>
- Mann, B., Gruber, A. H., Murphy, S. P., & Docherty, C. L. (2019). The Influence of Ankle Braces on Functional Performance Tests and Ankle Joint Range of Motion. *Journal of sport rehabilitation*, 28(8), 817–823. <https://doi.org/10.1123/jsr.2018-0315>
- Martin, R. L., Irrgang, J. J., Burdett, R. G., Conti, S. F., & van Swearingen, J. M. (2005). Evidence of validity for the Foot and Ankle Ability Measure (FAAM). *Foot & ankle international*, 26(11), 968–983. <https://doi.org/10.1177/107110070502601113>
- Mason, J., Kniewasser, C., Hollander, K., & Zech, A. (2022). Intrinsic Risk Factors for Ankle Sprain Differ Between Male and Female Athletes: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports medicine - open*, 8(1), 139. <https://doi.org/10.1186/s40798-022-00530-y>
- McCriskin, B. J., Cameron, K. L., Orr, J. D., & Waterman, B. R. (2015). Management and prevention of acute and chronic lateral ankle instability in athletic patient populations. *World journal of orthopedics*, 6(2), 161–171. <https://doi.org/10.5312/wjo.v6.i2.161>
- McGovern, R. P., & Martin, R. L. (2016). Managing ankle ligament sprains and tears: current opinion. *Open access journal of sports medicine*, 7, 33–42. <https://doi.org/10.2147/OAJSM.S72334>

- McGrath, D., Patterson, M., Persson, U. M., & Caulfield, B. (2017). Frontal-Plane Variability in Foot Orientation During Fatiguing Running Exercise in Individuals With Chronic Ankle Instability. *Journal of athletic training, 52*(11), 1019–1027. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-52.11.20>
- McGuine, T. A., & Keene, J. S. (2006). The effect of a balance training program on the risk of ankle sprains in high school athletes. *The American journal of sports medicine, 34*(7), 1103–1111. <https://doi.org/10.1177/0363546505284191>
- 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*(2), 103–108. <https://doi.org/10.1136/bjism.35.2.103>
- McKeon, J. M. M., & McKeon, P. O. (2012). Evaluation of joint position recognition measurement variables associated with chronic ankle instability: a meta-analysis. *Journal of athletic training, 47*(4), 444–456. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-47.4.15>
- McKeon, P. O., & Hertel, J. (2008). Systematic review of postural control and lateral ankle instability, part I: can deficits be detected with instrumented testing. *Journal of athletic training, 43*(3), 293–304. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-43.3.293>
- Medina McKeon, J. M., Bush, H. M., Reed, A., Whittington, A., Uhl, T. L., & McKeon, P. O. (2014). Return-to-play probabilities following new versus recurrent ankle sprains in high school athletes. *Journal of science and medicine in sport, 17*(1), 23–28. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2013.04.006>
- Megalaa, T., Hiller, C. E., Ferreira, G. E., Beckenkamp, P. R., & Pappas, E. (2022). The effect of ankle supports on lower limb biomechanics during functional tasks: A systematic review with meta-analysis. *Journal of science and medicine in sport, 25*(7), 615–630. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2022.02.008>
- Mendonça, L. D., Schuermans, J., Wezenbeek, E., & Witvrouw, E. (2021). Worldwide Sports Injury Prevention. *International Journal of Sports Physical Therapy, 16*(1), 285–287. <https://doi.org/10.26603/001c.18700>
- Milgrom, C., Shlamkovitch, N., Finestone, A., Eldad, A., Laor, A., Danon, Y. L., Lavie, O., Wosk, J., & Simkin, A. (1991). Risk factors for lateral ankle sprain: a prospective study among military recruits. *Foot & ankle, 12*(1), 26–30. <https://doi.org/10.1177/107110079101200105>
- Miller, H., Needle, A. R., Swanik, C. B., Gustavsen, G. A., & Kaminski, T. W. (2012). Role of external prophylactic support in restricting accessory ankle motion after exercise. *Foot & ankle international, 33*(10), 862–869. <https://doi.org/10.3113/FAI.2012.0862>
- Mollà-Casanova, S., Inglés, M., & Serra-Añó, P. (2021). Effects of balance training on functionality, ankle instability, and dynamic balance outcomes in people with chronic ankle instability: Systematic review and meta-analysis. *Clinical rehabilitation, 35*(12), 1694–1709. <https://doi.org/10.1177/02692155211022009>

- Mollon, B., Wasserstein, D., Murphy, G. M., White, L. M., & Theodoropoulos, J. (2019). High Ankle Sprains in Professional Ice Hockey Players: Prognosis and Correlation Between Magnetic Resonance Imaging Patterns of Injury and Return to Play. *Orthopaedic journal of sports medicine*, 7(9), 2325967119871578. <https://doi.org/10.1177/2325967119871578>
- Munn, J., Sullivan, S. J., & Schneiders, A. G. (2010). Evidence of sensorimotor deficits in functional ankle instability: a systematic review with meta-analysis. *Journal of science and medicine in sport*, 13(1), 2–12. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2009.03.004>
- Nauck, T., & Lohrer, H. (2011). Translation, cross-cultural adaption and validation of the German version of the Foot and Ankle Ability Measure for patients with chronic ankle instability. *British journal of sports medicine*, 45(10), 785–790. <https://doi.org/10.1136/bjsm.2009.067637>
- Noronha, M. de, Lay, E. K., Mcphee, M. R., Mnatzaganian, G., & Nunes, G. S. (2019). Ankle Sprain Has Higher Occurrence During the Latter Parts of Matches: Systematic Review With Meta-Analysis. *Journal of sport rehabilitation*, 28(4), 373–380. <https://doi.org/10.1123/jsr.2017-0279>
- Oh, H., Johnson, W., & Syrop, I. P. (2019). Winter Adaptive Sports Participation, Injuries, and Equipment. *Sports Medicine and Arthroscopy Review*, 27(2). Abruf unter [https://journals.lww.com/sportsmedarthro/Fulltext/2019/06000/Winter\\_Adaptive\\_Sports\\_Participation,\\_Injuries,.5.aspx](https://journals.lww.com/sportsmedarthro/Fulltext/2019/06000/Winter_Adaptive_Sports_Participation,_Injuries,.5.aspx)
- Olerud, C., & Molander, H. (1984). A scoring scale for symptom evaluation after ankle fracture. *Archives of orthopaedic and traumatic surgery. Archiv fur orthopadische und Unfall-Chirurgie*, 103(3), 190–194. <https://doi.org/10.1007/BF00435553>
- Ortega-Avila, A. B., Cervera-Garvi, P., Marchena-Rodriguez, A., Chicharro-Luna, E., Nester, C. J., Starbuck, C., & Gijon-Nogueron, G. (2020). Conservative Treatment for Acute Ankle Sprain: A Systematic Review. *Journal of clinical medicine*, 9(10). <https://doi.org/10.3390/jcm9103128>
- Padua, D. A., DiStefano, L. J., Beutler, A. I., La Motte, S. J. de, DiStefano, M. J., & Marshall, S. W [Steven W.] (2015). The Landing Error Scoring System as a Screening Tool for an Anterior Cruciate Ligament Injury-Prevention Program in Elite-Youth Soccer Athletes. *Journal of athletic training*, 50(6), 589–595. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-50.1.10>
- Padua, D. A., Marshall, S. W [Stephen W.], Boling, M. C., Thigpen, C. A., Garrett, W. E., & Beutler, A. I. (2009). The Landing Error Scoring System (LESS) Is a valid and reliable clinical assessment tool of jump-landing biomechanics: The JUMP-ACL study. *The American journal of sports medicine*, 37(10), 1996–2002. <https://doi.org/10.1177/0363546509343200>
- Papadopoulos, E. S., Nicolopoulos, C., Anderson, E. G., Curran, M., & Athanasopoulos, S. (2005). The role of ankle bracing in injury prevention, athletic performance and neuromuscular control: a review of the literature. *The Foot*, 15(1), 1–6. <https://doi.org/10.1016/j.foot.2004.07.002>

- Park, J [Jimin], Hahn, S., Park, J.-Y., Park, H.-J., & Lee, H. (2013). Acupuncture for ankle sprain: systematic review and meta-analysis. *BMC complementary and alternative medicine*, *13*, 55. <https://doi.org/10.1186/1472-6882-13-55>
- Parsley, A., Chinn, L., Lee, S. Y., Ingersoll, C [Chris], & Hertel, J. (2013). Effect of 3 Different Ankle Braces on Functional Performance and Ankle Range of Motion. *Athletic Training & Sports Health Care*, *5*(2), 69–75. <https://doi.org/10.3928/19425864-20130213-02>
- Pataky, T. C. (2012). One-dimensional statistical parametric mapping in Python. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, *15*(3), 295–301. <https://doi.org/10.1080/10255842.2010.527837>
- Paule, K., Madole, K., Garhammer, J., Lacourse, M., & Rozenek, R. (2000). Reliability and Validity of the T-Test as a Measure of Agility, Leg Power, and Leg Speed in College-Aged Men and Women. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, *14*(4), 443–450. Abruf unter [https://journals.lww.com/nsca-jscr/Fulltext/2000/11000/Reliability\\_and\\_Vadity\\_of\\_the\\_T\\_Test\\_as\\_a.12.aspx](https://journals.lww.com/nsca-jscr/Fulltext/2000/11000/Reliability_and_Vadity_of_the_T_Test_as_a.12.aspx)
- Petersen, W., Rembitzki, I. V., Koppenburg, A. G., Ellermann, A., Liebau, C., Brüggemann, G. P., & Best, R. (2013). Treatment of acute ankle ligament injuries: a systematic review. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, *133*(8), 1129–1141. <https://doi.org/10.1007/s00402-013-1742-5>
- Pijnenburg, A. C., van Dijk, C. N [C. N.], Bossuyt, P. M., & Marti, R. K [R. K.] (2000). Treatment of ruptures of the lateral ankle ligaments: a meta-analysis. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, *82*(6), 761–773. <https://doi.org/10.2106/00004623-200006000-00002>
- Plisky, P. J., Gorman, P. P., Butler, R. J., Kiesel, K. B., Underwood, F. B., & Elkins, B. (2009). The Reliability of an Instrumented Device for Measuring Components of the Star Excursion Balance Test. *North American Journal of Sports Physical Therapy : NAJSPT*, *4*(2), 92–99.
- Plisky, P. J., Rauh, M. J., Kaminski, T. W., & Underwood, F. B. (2006). Star Excursion Balance Test as a predictor of lower extremity injury in high school basketball players. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, *36*(12), 911–919. <https://doi.org/10.2519/jospt.2006.2244>
- Postle, K., Pak, D., & Smith, T. O. (2012). Effectiveness of proprioceptive exercises for ankle ligament injury in adults: a systematic literature and meta-analysis. *Manual therapy*, *17*(4), 285–291. <https://doi.org/10.1016/j.math.2012.02.016>
- Raymond, J [Jacqueline], Nicholson, L. L., Hiller, C. E., & Refshauge, K. M. (2012). The effect of ankle taping or bracing on proprioception in functional ankle instability: a systematic review and meta-analysis. *Journal of science and medicine in sport*, *15*(5), 386–392. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2012.03.008>
- Reyburn, R. J., & Powden, C. J. (2020). Dynamic Balance Measures in Healthy and Chronic Ankle Instability Participants While Wearing Ankle Braces: Systematic Review With Meta-Analysis. *Journal of sport rehabilitation*, *30*(4), 660–667. <https://doi.org/10.1123/jsr.2020-0224>

- Ridder, R. de, Willems, T., Vanrenterghem, J., Robinson, M., Pataky, T., & Roosen, P. (2013). Gait kinematics of subjects with ankle instability using a multisegmented foot model. *Medicine and science in sports and exercise*, *45*(11), 2129–2136.  
<https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31829991a2>
- Roos, K. G., Kerr, Z. Y., Mauntel, T. C., Djoko, A., Dompier, T. P., & Wikstrom, E. A. (2017). The Epidemiology of Lateral Ligament Complex Ankle Sprains in National Collegiate Athletic Association Sports. *The American journal of sports medicine*, *45*(1), 201–209.  
<https://doi.org/10.1177/0363546516660980>
- Rovere, G. D., Clarke, T. J., Yates, C. S., & Burley, K. (1988). Retrospective comparison of taping and ankle stabilizers in preventing ankle injuries. *The American journal of sports medicine*, *16*(3), 228–233. <https://doi.org/10.1177/036354658801600305>
- Rowe, P. L., Bryant, A. L., Egerton, T., & Paterson, K. L. (2022). External ankle support effects on ankle biomechanics in chronic ankle instability: systematic review and meta-analysis. *Journal of athletic training*. Vorab-Onlinepublikation. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-0208.22>
- Rütten, A [Alfred] (Hrsg.). (2016). *National recommendations for physical activity and physical activity promotion*. FAU University Press.
- Sanioglu, A., Ergun, S., Erkmen, N., Taskin, H., Goktepe, A. S., & Kaplan, T. (2009). The effect of ankle taping on isokinetic strength and vertical jumping performance in elite taekwondo athletes. *Isokinetics and Exercise Science*, *17*(2), 73–78. <https://doi.org/10.3233/IES-2009-0336>
- Sawkins, K., Refshauge, K., Kilbreath, S., & Raymond, J [Jacqui] (2007). The placebo effect of ankle taping in ankle instability. *Medicine and science in sports and exercise*, *39*(5), 781–787.  
<https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3180337371>
- 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.  
<https://doi.org/10.1093/bmb/ldq028>
- Sedory, E. J., McVey, E. D., Cross, K. M., Ingersoll, C. D [Christopher D.], & Hertel, J. (2007). Arthrogenic muscle response of the quadriceps and hamstrings with chronic ankle instability. *Journal of athletic training*, *42*(3), 355–360.
- Shah, S., Thomas, A. C., Noone, J. M., Blanchette, C. M., & Wikstrom, E. A. (2016). Incidence and Cost of Ankle Sprains in United States Emergency Departments. *Sports health*, *8*(6), 547–552.  
<https://doi.org/10.1177/1941738116659639>
- Simpson, J. D., Stewart, E. M., Macias, D. M., Chander, H., & Knight, A. C. (2019). Individuals with chronic ankle instability exhibit dynamic postural stability deficits and altered unilateral landing biomechanics: A systematic review. *Physical therapy in sport : official journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*, *37*, 210–219.  
<https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2018.06.003>



- Son, S. J., Kim, H [Hyunsoo], Seeley, M. K., & Hopkins, J. T. (2017). Movement Strategies among Groups of Chronic Ankle Instability, Coper, and Control. *Medicine and science in sports and exercise*, 49(8), 1649–1661. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000001255>
- Song, K., Burcal, C. J., Hertel, J., & Wikstrom, E. A. (2016). Increased Visual Use in Chronic Ankle Instability: A Meta-analysis. *Medicine and science in sports and exercise*, 48(10), 2046–2056. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000992>
- Song, K., Jang, J., Nolte, T., & Wikstrom, E. A. (2022). Dynamic reach deficits in those with chronic ankle instability: A systematic review and meta-analysis. *Physical therapy in sport : official journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*, 53, 40–50. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2021.11.004>
- Song, K., Rhodes, E., & Wikstrom, E. A. (2018). Balance Training Does Not Alter Reliance on Visual Information during Static Stance in Those with Chronic Ankle Instability: A Systematic Review with Meta-Analysis. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 48(4), 893–905. <https://doi.org/10.1007/s40279-017-0850-8>
- Steib, S., Hentschke, C., Welsch, G., Pfeifer, K., & Zech, A. (2013). Effects of fatiguing treadmill running on sensorimotor control in athletes with and without functional ankle instability. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 28(7), 790–795. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2013.07.009>
- Steib, S., Rahlf, A. L [Anna L.], Pfeifer, K., & Zech, A. (2017). Dose-Response Relationship of Neuromuscular Training for Injury Prevention in Youth Athletes: A Meta-Analysis. *Frontiers in physiology*, 8, 920. <https://doi.org/10.3389/fphys.2017.00920>
- Steib, S., Zech, A., Hentschke, C., & Pfeifer, K. (2013). Fatigue-induced alterations of static and dynamic postural control in athletes with a history of ankle sprain. *Journal of athletic training*, 48(2), 203–208. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-48.1.08>
- Stotz, A., John, C., Gmachowski, J., Rahlf, A. L [Anna Lina], Hamacher, D., Hollander, K., & Zech, A. (2021). Effects of elastic ankle support on running ankle kinematics in individuals with chronic ankle instability and healthy controls. *Gait & posture*, 87, 149–155. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.04.037>
- Swenson, D. M., Yard, E. E., Fields, S. K., & Comstock, R. D. (2009). Patterns of recurrent injuries among US high school athletes, 2005–2008. *The American journal of sports medicine*, 37(8), 1586–1593. <https://doi.org/10.1177/0363546509332500>
- Tamura, K., Radzak, K. N., Vogelpohl, R. E., Wisthoff, B. A., Oba, Y., Hetzler, R. K., & Stickley, C. D. (2017). The effects of ankle braces and taping on lower extremity running kinematics and energy expenditure in healthy, non-injured adults. *Gait & posture*, 58, 108–114. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.07.041>
- Tan, J., Wu, X., Clark, C. C. T., Barton, V., Chen, S., Liu, S., Zhou, X., Xu, C., Ma, T [Tao], Qi, B., Han, J., & Zou, Y. (2022). The effect of whole body vibration on sensorimotor deficits in people

- with chronic ankle instability: A systematic review and meta-analysis. *Clinical rehabilitation*, 36(8), 1016–1031. <https://doi.org/10.1177/02692155221095651>
- Tavakoli, S., Forghany, S., & Nester, C. (2016). The effect of dual tasking on foot kinematics in people with functional ankle instability. *Gait & posture*, 49, 364–370. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.07.302>
- Terada, M., Bowker, S., Thomas, A. C., Pietrosimone, B., Hiller, C. E., Rice, M. S., & Gribble, P. A. (2015). Alterations in stride-to-stride variability during walking in individuals with chronic ankle instability. *Human movement science*, 40, 154–162. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2014.12.004>
- Terada, M., & Gribble, P. A. (2015). Jump Landing Biomechanics During a Laboratory Recorded Recurrent Ankle Sprain. *Foot & ankle international*, 36(7), 842–848. <https://doi.org/10.1177/1071100715576517>
- Terada, M., Pietrosimone, B. G., & Gribble, P. A. (2013). Therapeutic interventions for increasing ankle dorsiflexion after ankle sprain: a systematic review. *Journal of athletic training*, 48(5), 696–709. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-48.4.11>
- Thacker, S. B., Stroup, D. F., Branche, C. M., Gilchrist, J., Goodman, R. A., & Weitman, E. A. (1999). The prevention of ankle sprains in sports. A systematic review of the literature. *The American journal of sports medicine*, 27(6), 753–760. <https://doi.org/10.1177/03635465990270061201>
- Thacker Stephen B., Stroup Donna F., Branche Christine M., Gilchrist Julie, & Goodman Richard A. (2003). Prevention of ankle sprains in sports : an update : review article. *International SportMed Journal*, 4(4), 1–17. <https://doi.org/10.10520/EJC48524>
- Thompson, C., Schabrun, S., Romero, R., Bialocerkowski, A., & Marshall, P. (2016). Factors contributing to chronic ankle instability: a protocol for a systematic review of systematic reviews. *Systematic reviews*, 5, 94. <https://doi.org/10.1186/s13643-016-0275-8>
- Thompson, C., Schabrun, S., Romero, R., Bialocerkowski, A., van Dieen, J., & Marshall, P. (2018). Factors Contributing to Chronic Ankle Instability: A Systematic Review and Meta-Analysis of Systematic Reviews. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 48(1), 189–205. <https://doi.org/10.1007/s40279-017-0781-4>
- Torg, J. S., & Quedenfeld, T. (1971). Effect of shoe type and cleat length on incidence and severity of knee injuries among high school football players. *Research quarterly*, 42(2), 203–211.
- Tropp, H., Odenrick, P., & Gillquist, J. (1985). Stabilometry recordings in functional and mechanical instability of the ankle joint. *International journal of sports medicine*, 6(3), 180–182. <https://doi.org/10.1055/s-2008-1025836>
- Tsikopoulos, K., Mavridis, D., Georgiannos, D., & Cain, M. S. (2018). Efficacy of non-surgical interventions on dynamic balance in patients with ankle instability: A network meta-analysis.

- Journal of science and medicine in sport*, 21(9), 873–879.  
<https://doi.org/10.1016/j.jsams.2018.01.017>
- Tsikopoulos, K., Mavridis, D., Georgiannos, D., & Vasiliadis, H. S. (2018). Does Multimodal Rehabilitation for Ankle Instability Improve Patients' Self-assessed Functional Outcomes? A Network Meta-analysis. *Clinical orthopaedics and related research*, 476(6), 1295–1310.  
<https://doi.org/10.1097/01.blo.0000534691.24149.a2>
- Tsikopoulos, K., Sidiropoulos, K., Kitridis, D., Cain Atc, S. M., Metaxiotis, D., & Ali, A. (2020). Do External Supports Improve Dynamic Balance in Patients with Chronic Ankle Instability? A Network Meta-analysis. *Clinical orthopaedics and related research*, 478(2), 359–377.  
<https://doi.org/10.1097/CORR.0000000000000946>
- Vallandingham, R. A., Gaven, S. L., & Powden, C. J. (2019). Changes in Dorsiflexion and Dynamic Postural Control After Mobilizations in Individuals With Chronic Ankle Instability: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Journal of athletic training*, 54(4), 403–417.  
<https://doi.org/10.4085/1062-6050-380-17>
- van den Bekerom, M. P. J., Kerkhoffs, G. M. M. J., McCollum, G. A., Calder, J. D. F., & van Dijk, C. N [C. Niek] (2013). Management of acute lateral ankle ligament injury in the athlete. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA*, 21(6), 1390–1395.  
<https://doi.org/10.1007/s00167-012-2252-7>
- van den Bekerom, M. P. J., van der Windt, D. A., Riet, G. ter, van der Heijden, G. J., & Bouter, L. M. (2011). Therapeutic ultrasound for acute ankle sprains. *The Cochrane database of systematic reviews*, 2011(6), CD001250. <https://doi.org/10.1002/14651858.CD001250.pub2>
- van der Wees, P. J., Lenssen, A. F., Hendriks, E. J. M., Stomp, D. J., Dekker, J., & Bie, R. A. de (2006). Effectiveness of exercise therapy and manual mobilisation in ankle sprain and functional instability: a systematic review. *The Australian journal of physiotherapy*, 52(1), 27–37.  
[https://doi.org/10.1016/s0004-9514\(06\)70059-9](https://doi.org/10.1016/s0004-9514(06)70059-9)
- van Ochten, J. M., van Middelkoop, M., Meuffels, D., & Bierma-Zeinstra, S. M. A. (2014). Chronic complaints after ankle sprains: a systematic review on effectiveness of treatments. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 44(11), 862–71, C1–23.  
<https://doi.org/10.2519/jospt.2014.5221>
- van Os, A. G., Bierma-Zeinstra, S. M. A., Verhagen, A. P., Bie, R. A. de, 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(2), 95–105. <https://doi.org/10.2519/jospt.2005.35.2.95>
- van Rijn, R. M., van Ochten, J., Luijsterburg, P. A. J., van Middelkoop, M., Koes, B. W., & Bierma-Zeinstra, 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. <https://doi.org/10.1136/bmj.c5688>
- van Rijn, R. M., van Os, A. G., Bernsen, R. M. D., Luijsterburg, P. A., Koes, B. W., & Bierma-Zeinstra, S. M. A. (2008). What is the clinical course of acute ankle sprains? A systematic literature review. *The American journal of medicine*, 121(4), 324-331.e6. <https://doi.org/10.1016/j.amjmed.2007.11.018>
- Vanwanseele, B., Stuelcken, M., Greene, A., & Smith, R. (2014). The effect of external ankle support on knee and ankle joint movement and loading in netball players. *Journal of science and medicine in sport*, 17(5), 511–515. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2013.07.009>
- Veljkovic, A. (2018). *Managing Instabilities of the Foot and Ankle, An issue of Foot and Ankle Clinics of North America, Ebook. The Clinics: Orthopedics: Volume 23-4*. Elsevier.
- Verhagen, E. A. L. M., & Bay, K. (2010). Optimising ankle sprain prevention: a critical review and practical appraisal of the literature. *British journal of sports medicine*, 44(15), 1082–1088. <https://doi.org/10.1136/bjism.2010.076406>
- Verhagen, E. A. L. M., Keizer, G. de, & van Dijk, C. N [C. N.] (1995). Long-term follow-up of inversion trauma of the ankle. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 114(2), 92–96. <https://doi.org/10.1007/BF00422833>
- Verhagen, E. A. L. M., van Mechelen, W [Willem], & Vente, W. de (2000). The Effect of Preventive Measures on the Incidence of Ankle Sprains. *Clinical journal of sport medicine : official journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*, 10(4). Abruf unter [https://journals.lww.com/cjsportsmed/Fulltext/2000/10000/The\\_Effect\\_of\\_Preventive\\_Measures\\_on\\_the\\_Incidence.12.aspx](https://journals.lww.com/cjsportsmed/Fulltext/2000/10000/The_Effect_of_Preventive_Measures_on_the_Incidence.12.aspx)
- Vries, J. S. de, Krips, R., Sierevelt, I. N., Blankevoort, L., & van Dijk, C. N [C. N.] (2011). Interventions for treating chronic ankle instability. *The Cochrane database of systematic reviews*(8), CD004124. <https://doi.org/10.1002/14651858.CD004124.pub3>
- Wagemans, J., Bleakley, C., Taeymans, J., Schurz, A. P., Kuppens, K., Baur, H., & Vissers, D. (2022). Exercise-based rehabilitation reduces reinjury following acute lateral ankle sprain: A systematic review update with meta-analysis. *PloS one*, 17(2), e0262023. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0262023>
- Waterman, B. R., Belmont, P. J., Cameron, K. L., Svoboda, S. J., Alitz, C. J., & Owens, B. D. (2011). Risk factors for syndesmotic and medial ankle sprain: role of sex, sport, and level of competition. *The American journal of sports medicine*, 39(5), 992–998. <https://doi.org/10.1177/0363546510391462>
- Waterman, B. R., Owens, B. D., Davey, S., Zacchilli, M. A., & Belmont, P. J. (2010). The epidemiology of ankle sprains in the United States. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 92(13), 2279–2284. <https://doi.org/10.2106/JBJS.I.01537>

- Wikstrom, E. A., & Brown, C. N. (2014). Minimum reporting standards for copers in chronic ankle instability research. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, *44*(2), 251–268.  
<https://doi.org/10.1007/s40279-013-0111-4>
- Williams, G. N., Molloy, J. M., DeBerardino, T. M., Arciero, R. A., & Taylor, D. C. (2003). Evaluation of the Sports Ankle Rating System in young, athletic individuals with acute lateral ankle sprains. *Foot & ankle international*, *24*(3), 274–282.  
<https://doi.org/10.1177/107110070302400314>
- Woitzik, E., Jacobs, C., Wong, J. J., Côté, P., Shearer, H. M., Randhawa, K., Sutton, D., Southerst, D., Varatharajan, S., Brison, R. J., Yu, H., van der Velde, G., Stern, P. J., Taylor-Vaisey, A., Stupar, M., Mior, S., & Carroll, L. J. (2015). The effectiveness of exercise on recovery and clinical outcomes of soft tissue injuries of the leg, ankle, and foot: A systematic review by the Ontario Protocol for Traffic Injury Management (OPTIMA) Collaboration. *Manual therapy*, *20*(5), 633–645. <https://doi.org/10.1016/j.math.2015.03.012>
- World Health Organization (2020). WHO guidelines on physical activity and sedentary behaviour: web annex: evidence profiles. *92400151*.
- Xue, X., Ma, T [Tengjia], Li, Q., Song, Y., & Hua, Y. (2021). Chronic ankle instability is associated with proprioception deficits: A systematic review and meta-analysis. *Journal of sport and health science*, *10*(2), 182–191. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2020.09.014>
- Yalfani, A., & Raeisi, Z. (2021). Prophylactic ankle supports effects on time to stabilization, perceived stability and ground reaction force during lateral landing in female collegiate athletes with chronic ankle instability. *BMC sports science, medicine & rehabilitation*, *13*(1), 62.  
<https://doi.org/10.1186/s13102-021-00291-3>
- Yamauchi, J., & Koyama, K. (2015). Influence of Ankle Braces on the Maximum Strength of Plantar and Toe Flexor Muscles. *International journal of sports medicine*, *36*(7), 592–595.  
<https://doi.org/10.1055/s-0034-1396824>
- Yildiz, Y., Aydin, T., Sekir, U., Hazneci, B., Komurcu, M., & Kalyon, T. A. (2003). Peak and End Range Eccentric Evertor/Concentric Invertor Muscle Strength Ratios in Chronically Unstable Ankles: Comparison with Healthy Individuals. *Journal of Sports Science & Medicine*, *2*(3), 70–76.
- Yokoyama, S., Matsusaka, N., Gamada, K., Ozaki, M., & Shindo, H. (2008). Position-specific deficit of joint position sense in ankles with chronic functional instability. *Journal of Sports Science & Medicine*, *7*(4), 480–485.
- You, D. Z., Tomlinson, M., Borschneck, G., Borschneck, A., MacDonald, M., Deluzio, K., & Borschneck, D. (2020). The Effect of Ankle Brace Use on a 3-Step Volleyball Spike Jump Height. *Arthroscopy, sports medicine, and rehabilitation*, *2*(5), e461-e467.  
<https://doi.org/10.1016/j.asmr.2020.04.015>

- Zech, A., Hübscher, M., Vogt, L., Banzer, W., Hänsel, F., & Pfeifer, K. (2009). Neuromuscular training for rehabilitation of sports injuries: a systematic review. *Medicine and science in sports and exercise*, *41*(10), 1831–1841. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181a3cf0d>
- Zech, A., Meining, S., Hötting, K., Liebl, D., Mattes, K., & Hollander, K. (2018). Effects of barefoot and footwear conditions on learning of a dynamic balance task: a randomized controlled study. *European journal of applied physiology*, *118*(12), 2699–2706. <https://doi.org/10.1007/s00421-018-3997-6>
- Zech, A., Venter, R., Villiers, J. E. de [Johanna E.], Sehner, S., Wegscheider, K., & Hollander, K. (2018). Motor Skills of Children and Adolescents Are Influenced by Growing up Barefoot or Shod. *Frontiers in pediatrics*, *6*, 115. <https://doi.org/10.3389/fped.2018.00115>
- Zöch, C., Fialka-Moser, V., & Quittan, M. (2003). Rehabilitation of ligamentous ankle injuries: a review of recent studies. *British journal of sports medicine*, *37*(4), 291–295. <https://doi.org/10.1136/bjism.37.4.291>



**Ethikkommission der Fakultät für Sozial- und Verhaltenswissenschaften  
Ethical Commission of the Faculty of Social and Behavioural Sciences**

**Univ.-Prof. Dr. mult. Nikolaus Knoepffler (Präsident, chairman)**

## Bestätigung

---

Hiermit bestätige ich als Präsident der Ethikkommission der Fakultät für Sozial- und Verhaltenswissenschaften der Friedrich-Schiller-Universität Jena, dass der Ethikantrag zur Studie „Einfluss von Sprunggelenksbandagen auf Stabilität im Sprunggelenk“, der von Frau Prof. Astrid Zech und Herrn Andreas Stotz (Institut für Sportwissenschaft, Universität Jena) präsentiert wurde, als ethisch unbedenklich qualifiziert wird.

Der Vorgang ist unter der Nummer FSV 18/09 abgelegt.

Wir wünschen allen Beteiligten ein erfolgreiches Forschungsvorhaben.

Jena, den 06.03.2018

A handwritten signature in blue ink, appearing to read 'N. Knoepffler'.

Prof. Dr. mult. Nikolaus Knoepffler



**Einverständniserklärung zur Teilnahme  
an der wissenschaftlichen Studie  
zum Einfluss von Sprunggelenksbandagen auf Stabilität im Sprunggelenk**

Probandendaten:

---

(Nachname, Vorname)

---

(Straße, Postleitzahl, Wohnort)

---

(Telefon)

Ich habe die „Probandenaufklärung“ der genannten Studie gelesen und verstanden. Eine Kopie dieser „Information“ wurde mir ausgehändigt. Außerdem hatte ich ausreichend Gelegenheit, Fragen (z. B. zum Inhalt, Ziel, Verlauf und Risiken) zu stellen.

Ich erkläre mich damit einverstanden, an der Studie teilzunehmen. Die Teilnahme erfolgt freiwillig.

Ich weiß, dass ich die Möglichkeit habe, die Teilnahme an dieser Studie jederzeit und ohne Angabe von Gründen abzubrechen, ohne dass daraus Nachteile entstehen.

**Datenschutzklausel**

Ich erkläre, dass ich mit der im Rahmen der Studie erfolgenden Aufzeichnung von Studiendaten und ihrer Verwendung in pseudo- bzw. anonymisierter Form einverstanden bin.

Für Teilnehmer ohne gültige Immatrikulation an einer Hochschule in Thüringen entfällt der Versicherungsschutz.

---

(Ort, Datum)

---

(Unterschrift des Teilnehmers)

---

(Ort, Datum)

---

(Unterschrift des wiss. Leiters)





scit 1558

## Information für Studienteilnehmerinnen und Studienteilnehmer

### Einfluss von Sprunggelenksbandagen auf Stabilität im Sprunggelenk

Liebe Studienteilnehmerinnen und Studienteilnehmer,

vielen Dank für Ihr Interesse an unserer wissenschaftlichen Studie. Bitte lesen Sie sich die folgenden Informationen zunächst sorgfältig durch und entscheiden Sie dann über Ihre Teilnahme an dieser Studie. Beides, die Teilnahme oder Nichtteilnahme, stehen Ihnen frei. Falls Sie über diese Information hinaus noch weitere Fragen zur Studie haben sollten, beantworten wir Ihnen diese gerne.

#### 1. Problemstellung und Ziel/Zweck des wissenschaftlichen Vorhabens

Die Verstauchung des Sprunggelenks ist die häufigste Verletzung der unteren Extremitäten bei jungen Erwachsenen. Je nach Schweregrad des Traumas erleidet die betroffene Person funktionelle Einschränkungen und muss ihre sportliche Aktivität vorübergehend einschränken oder einstellen. In manchen Fällen entwickelt sich eine chronische Instabilität des Sprunggelenks und das Risiko für erneute Verletzungen ist erhöht. In einer früheren Untersuchung des Lehrstuhls konnte beim Laufen eine erhöhte Variabilität im Sprunggelenk bei Probanden mit Sprunggelenksinstabilität gezeigt werden. In der Praxis werden oft Sprunggelenksbandagen zur Verletzungsprävention und Rehabilitation von Personen mit instabilem Sprunggelenk verwendet. Über die akuten Wirkungen von Sprunggelenksbandagen auf die Stabilität im Sprunggelenk liegen jedoch unzureichende Erkenntnisse vor. In dieser Studie sollen daher die Wirkungen von Sprunggelenksbandagen auf die Stabilität im Sprunggelenk bei gesunden Erwachsenen untersucht werden. Erkenntnisse sollen dabei helfen, evidenzbasierte Empfehlungen zur Verwendung von Sprunggelenksbandagen bei Personen mit Sprunggelenksinstabilität geben zu können.

#### 2. Studienablauf

In die Studie werden 30 gesunde Erwachsene mit Sprunggelenksinstabilität eingeschlossen. Um Lerneffekte zu minimieren, werden die Probanden und Probandinnen in einem Crossover-Design randomisiert in zwei Gruppen unter zwei Messbedingungen – mit und ohne Sprunggelenksbandage – eingeteilt. Vor Beginn der Untersuchung wird geprüft, ob Sie für die Teilnahme an dem Forschungsprojekt geeignet sind. Dazu werden Sie gebeten zwei Fragebögen, die Kriterien zur Instabilität „Cumberland Ankle Instability Tool“ und Funktionseinschränkung im Sprunggelenk „Ankle Function Questionnaire“ abfragen, zu bearbeiten.

Zuerst werden personenbezogene Daten, d. h. das Geburtsdatum, Geschlecht, Gewicht, die Schuhgröße, Körpergröße sowie die Beinlänge, erfasst. Sie absolvieren jeweils posturale Tests (Gleichgewichtstests), eine Laufanalyse (10 km/h Laufen über 3 Minuten) auf dem Laufband. Beim ersten posturalen Test, dem Balance Error Scoring System (BESS), wird das statische Gleichgewicht unter verschiedenen Standbedingungen (Zweibeinstand, Einbeinstand, Tandemstand) auf zwei unterschiedlichen Unterlagen (fester Untergrund, instabiler Untergrund) erfasst. Der Test wird unter Ausschluss visueller Rückmeldung, also mit geschlossenen Augen, durchgeführt. Anhand eines definierten Fehlerkatalogs erfolgt die Bewertung Ihres Testdurchgangs. Im darauffolgenden Y-Balance Test (YBT) werden Sie gebeten, sich auf ein Bein zu stellen und das Spielbein möglichst weit in drei unterschiedliche Richtungen (anterior, posteromedial, posterolateral) zu strecken. Hierbei soll die Ferse des Standbeins dauerhaft am Boden bleiben, die Hände sind im Hüftstütz fixiert und eine Gewichtsverlagerung auf das Spielbein ist untersagt. Beim letzten Test, dem Landing Error Scoring System (LESS), ist Ihre Aufgabe von einer 30 cm hohen Box auf eine 50 % Ihrer Körperhöhe entfernte Fläche auf den Boden und von dort wieder maximal vertikal abzuspringen. Die Bewegung wird mit Kameras in der Frontal- und Sagittalebene aufgezeichnet und Ihre Landebio mechanik anhand definierter Testitems retrospektiv bewertet.

Bei der Lauf- und Gangdiagnostik werden Ihre unteren Extremitäten mit reflektierenden Markern versehen. Die komplette Kinematik der unteren Extremitäten wird mit dem Qualisys Motion Capture System aufgezeichnet.

Relevante Messgrößen für die Sprunggelenksinstabilität, die in dieser Studie erhoben werden, sind zum einen Sprunggelenkwinkelvariabilität (Eversion/Inversion, Plantarflexion/Dorsalextension) und zum anderen die Bewertungskriterien der posturalen Tests (Entfernung in Zentimeter beim YBT, Anzahl der Fehler im BESS, Bewertungskatalog zum LESS).

Der vertrauensvolle Umgang mit den Daten wird gesichert. Die Angaben und die zur Verfügung gestellten Daten dienen ausschließlich wissenschaftlichen Zwecken. Für die wissenschaftlichen Zwecke ist ein direkter



scit 1558

Rückschluss auf Namen oder Identität der Teilnehmerin/des Teilnehmers anhand der Dokumentationsdaten nicht möglich. Sowohl die wissenschaftliche Auswertung als auch die nachfolgende Archivierung erfolgen ausschließlich unter Verwendung einer Forschungsnummer, welche der Teilnehmerin/ dem Teilnehmer nicht mehr direkt zugeordnet werden kann. Wir bitten Sie, in die Nutzung dieser Daten einzuwilligen (siehe beiliegende Einwilligungserklärung).

### 3. Vorteile

Die Ergebnisse sollen die akute Wirkung einer Bandage auf die Sprunggelenksinstabilität zeigen. Damit sollen Empfehlungen für die Verwendung einer Sprunggelenksbandage für Personen mit Sprunggelenksinstabilität abgeleitet werden.

### 4. Risiken (Nebenwirkungen, Unannehmlichkeiten) für Probanden

Grundsätzlich besteht bei jeglicher Form sportlicher Aktivität ein geringes Risiko von Herz-Kreislaufstörungen. Dieses gilt auch für Ihre Laufanalyse in dieser Studie. Bei den posturalen Tests ist durch Gleichgewichtsverlust ein erhöhtes Sturzrisiko gegeben. Insbesondere das LESS beinhaltet durch das Springen von einer Box eine hohe dynamische Komponente. Infolge der Landung und des anschließenden Sprungs wirken hohe Kräfte auf den Bewegungsapparat, die das Verletzungsrisiko erhöhen. Aufgrund der geringen Fallhöhe (30 cm) sowie eines kontrollierten Versuchsablaufs (keine externen Störreize, Landung auf ebenem Untergrund mit Sportschuhen) besteht lediglich eine geringe Verletzungsgefahr. Da alle Messungen zudem bei aktiven Teilnehmerinnen und Teilnehmern unter Observation durch die Testleiter durchgeführt werden, ist das Gesamtrisiko als gering einzuschätzen. Für diese Studie werden zudem ergänzend kleine reflektierende Marker am Körper befestigt. Dadurch entstehen keine zusätzlichen Risiken.

### 5. Versicherungsschutz/ Erfordernisse für Probanden

Eine Probandenversicherung ist für die Durchführung dieser Studie nicht vorgesehen. Eventuell auftretende gesundheitliche Beschädigungen werden durch den bestehenden Krankenversicherungsschutz der Teilnehmer abgedeckt. Für weitergehende Schäden wird keine Haftung übernommen.

### 6. Vertraulichkeit und Handhabung der Daten

Die im Rahmen der Studie nach Einverständniserklärung des Studienteilnehmers erhobenen persönlichen Daten, insbesondere Befunde, unterliegen der Schweigepflicht und den datenschutzgesetzlichen Bestimmungen. Sie werden in Papierform und auf Datenträgern aufgezeichnet und pseudonymisiert (verschlüsselt) gespeichert. Bei der Pseudonymisierung (Verschlüsselung) werden der Name und andere Identifikationsmerkmale (z. B. Teile des Geburtsdatums) durch z. B. eine mehrstellige Buchstaben- oder Zahlenkombination, auch Code genannt, ersetzt, um die Identifizierung des Studienteilnehmers auszuschließen oder wesentlich zu erschweren.

Zugang zu dem „Schlüssel“, der eine persönliche Zuordnung der Daten des Studienteilnehmers ermöglicht, haben ausschließlich Frau Anna Lina Rahlf, Frau Prof. Dr. Astrid Zech, Herr Dr. Daniel Hamacher, Herr Andreas Stotz, Herr Dr. Karsten Hollander und Herr Cornelius John.

Die Auswertung und Nutzung der Daten durch den Studienleiter und dessen Mitarbeiter erfolgt ebenfalls in pseudonymisierter Form. Eine Weitergabe der erhobenen Daten im Rahmen der Studie erfolgt nur in anonymisierter Form. Gleiches gilt für die Veröffentlichung der Studienergebnisse.

Die Studienteilnehmer haben das Recht, über die von ihnen erhobenen personenbezogenen Daten Auskunft zu verlangen und über möglicherweise anfallende personenbezogene Ergebnisse der Studie ggf. informiert oder nicht informiert zu werden.

Im Falle des Widerrufs der Einverständniserklärung werden die bereits erhobenen Daten gelöscht oder anonymisiert und in dieser Form weiter genutzt. Ein Widerruf bereits anonymisierter Daten ist nicht möglich.

### 7. Freiwilligkeit der Teilnahme

Die Teilnahme an der Studie ist freiwillig. Durch die Nichtteilnahme an der Studie entstehen keinerlei Nachteile.

### 8. Möglichkeit des Studienabbruchs

Sie können die freiwillige Teilnahme an der Studie *jederzeit* und *ohne Angabe von Gründen* abbrechen, ohne dass Ihnen daraus Nachteile entstehen. Auch der Studienleiter kann die Entscheidung treffen, die gesamte Studie abzubrechen oder vorzeitig zu beenden, wenn dies (etwa aus medizinischen Gründen) angezeigt werden sollte.



scit 1558

## 9. Verantwortlicher Ansprechpartner während der Studie

Andreas Stotz  
Institut für Sportwissenschaft  
Friedrich-Schiller-Universität Jena  
Seidelstr. 20  
07749 Jena

## Effekte von Bandagen auf Sprunggelenksinstabilitäten - Probandeneignung

Name, Vorname:

Datum:

Erstes Distorsionstrauma (Monat, Jahr):

Letztes Distorsionstrauma (Monat, Jahr):

(Definition Distorsionen: Inflammatorische Ereignisse (Schwellung, Schmerzen, etc.), mind. 1 Tag aussetzen von körperlicher Aktivität)

Gab es in der Vergangenheit Operationen am Muskel-Skelett-System der unteren Extremität:

ja  nein

Gab es Frakturen an der unteren Extremität:

ja  nein

Erleben Sie regelmäßiges Auftreten von unkontrolliertem und unvorhersehbarem Umknicken, die nicht in einer akuten Distorsion enden:

ja  nein

### Cumberland Ankle Instability Tool

Nr.	Aktivität	Beurteilung	links	rechts
1	Ich habe Schmerzen in meinem Sprunggelenk	Niemals		
		Bei sportlicher Aktivität		
		Rennen auf unebener Oberfläche		
		Rennen auf ebener Oberfläche		
		Gehen auf unebener Oberfläche		
		Gehen auf ebener Oberfläche		
2	Mein Sprunggelenk fühlt sich instabil an	Niemals		
		Manchmal während sportlicher Belastung		
		Regelmäßig während sportlicher Belastung		
		Manchmal während alltäglicher Belastung		
		Regelmäßig während alltäglicher Belastung		
3	Mein Sprunggelenk fühlt sich bei schnellen Richtungsänderungen instabil an	Niemals		
		Manchmal beim Rennen		
		Regelmäßig beim Rennen		
		Beim Gehen		
4	Beim Hinabsteigen einer Treppe fühlt sich mein Sprunggelenk instabil an	Niemals		
		Wenn ich schnell gehe		
		Manchmal		
		immer		
5	Im Einbeinstand fühlt sich mein Sprunggelenk instabil an	Niemals		
		Auf den Zehenspitzen		
		Bei planem Fußkontakt		
6	Mein Sprunggelenk fühlt sich instabil an	Niemals		
		Bei Sprüngen zur Seite		
		Bei Sprüngen auf der Stelle		
		Grundsätzlich beim Springen		
7	Mein Sprunggelenk fühlt sich in folgenden Situationen instabil an	Niemals		
		Beim Rennen auf unebener Oberfläche		
		Beim Laufen auf unebener Oberfläche		
		Beim Gehen auf unebener Oberfläche		
		Beim Gehen auf ebener Oberfläche		
8	Ich kann ein Umknicken kontrollieren	Sofort		
		Oft		
		Manchmal		
		Nie		
		Ich bin noch nie umgeknickt		
9	Nach einem Umknicken erholt sich mein Sprunggelenk	Sofort		
		Innerhalb eines Tages		
		Innerhalb 1-2 Tagen		
		In mehr als 2 Tagen		
		Ich bin noch nie umgeknickt		
Gesamtscore:				

# Effekte von Bandagen auf Sprunggelenksinstabilitäten - Probandeneignung

Name, Vorname:

Datum:

## Messung der Leistungsfähigkeit von Fuß und Sprunggelenk

Liebe/r Proband/in,

Bitte beantworten Sie jede Frage mit einer Antwort, die Ihren Zustand während der vergangenen Woche am besten beschreibt. Wenn die angegebene Aktivität durch etwas anderes als durch ihr Sprunggelenk oder Fuß limitiert ist, kreuzen Sie „nicht zutreffend“ an.

### Foot and Ankle Ability Measure

#### Teilbereiche: Aktivitäten des täglichen Lebens

	Keine Schwierigkeit	Leichte Schwierigkeit	Mäßige Schwierigkeit	Extreme Schwierigkeit	Nicht ausführbar	Nicht zutreffend
Stehen						
Gehen auf ebenem Untergrund						
Gehen auf ebenem Untergrund ohne Schuhe						
Bergauf gehen						
Bergab gehen						
Treppen herauf steigen						
Treppen herunter steigen						
Gehen auf unebenem Untergrund						
An der Bordsteinkante Auf- und absteigen						
In die Hocke gehen						
In den Zehenstand gehen						
Gehbeginn						
5 min. oder weniger gehen						
Ca. 10 min. gehen						
15 min. oder länger gehen						

## Effekte von Bandagen auf Sprunggelenksinstabilitäten - Probandeneignung

Name, Vorname:

Datum:

### Wie viele Schwierigkeiten haben Sie aufgrund Ihres Fußes bzw. Sprunggelenks mit:

	Keine Schwierigkeit	Leichte Schwierigkeit	Mäßige Schwierigkeit	Extreme Schwierigkeit	Nicht ausführbar	Nicht zutreffend
Tätigkeiten im Haushalt						
Alltagsaktivitäten						
Körperpflege						
Leichte bis mittelschwere Arbeit (stehen, gehen)						
Schwere Arbeit (schieben, ziehen, aufsteigen, tragen)						
Freizeitaktivitäten						

Wie würden Sie Ihren derzeitigen Funktionszustand während Ihrer alltäglichen Aktivität auf einer Skala von 0 bis 100 einschätzen. 100 entspricht dabei dem Funktionszustand bevor Sie Fuß- und Sprunggelenksprobleme hatten. 0 bedeutet die Unfähigkeit irgendwelche Ihrer alltäglichen Aktivitäten durchzuführen. \_\_\_\_\_ %

### Teilbereich: Sport

### Wie viele Probleme haben Sie aufgrund Ihres Fußes bzw. Sprunggelenkes mit:

	Keine Schwierigkeit	Leichte Schwierigkeit	Mäßige Schwierigkeit	Extreme Schwierigkeit	Nicht ausführbar	Nicht zutreffend
Rennen						
Absprung						
Landung						
Schnelle Starts und Stopps						
Richtungsänderung, Seitwärtsbewegung						
Aktivitäten mit niedriger Stoßbelastung						
Fähigkeit, Aktivität mit Ihrer normalen Technik durchzuführen						
Zeitlich unbegrenzte Fähigkeit zur Teilnahme in einer von Ihnen gewählten Sportart						

Wie würden Sie ihren derzeitigen Funktionszustand während Ihrer sportlichen Aktivitäten auf einer Skala von 0 bis 100 einschätzen. 100 entspricht dabei dem Funktionszustand bevor Sie Fuß- und Sprunggelenksprobleme hatten. 0 bedeutet die Unfähigkeit irgendwelche Ihrer sportlichen Aktivitäten durchzuführen \_\_\_\_\_ %

### Wie würden Sie den derzeitigen Funktionszustand Ihres Fußes insgesamt beurteilen?

Normal       Beinahe normal       Abnormal       Schwer abnormal

## Cumberland Ankle Instability Tool

Nr.	Aktivität	Beurteilung	links	rechts	Wert
1	Ich habe Schmerzen in meinem Sprunggelenk	Niemals			5
		Bei sportlicher Aktivität			4
		Rennen auf unebener Oberfläche			3
		Rennen auf ebener Oberfläche			2
		Gehen auf unebener Oberfläche			1
		Gehen auf ebener Oberfläche			0
2	Mein Sprunggelenk fühlt sich instabil an	Niemals			4
		Manchmal während sportlicher Belastung			3
		Regelmäßig während sportlicher Belastung			2
		Manchmal während alltäglicher Belastung			1
		Regelmäßig während alltäglicher Belastung			0
3	Mein Sprunggelenk fühlt sich bei schnellen Richtungsänderungen instabil an	Niemals			3
		Manchmal beim Rennen			2
		Regelmäßig beim Rennen			1
		Beim Gehen			0
4	Beim Hinabsteigen einer Treppe fühlt sich mein Sprunggelenk instabil an	Niemals			3
		Wenn ich schnell gehe			2
		Manchmal			1
		immer			0
5	Im Einbeinstand fühlt sich mein Sprunggelenk instabil an	Niemals			2
		Auf den Zehenspitzen			1
		Bei planem Fußkontakt			0
6	Mein Sprunggelenk fühlt sich instabil an	Niemals			3
		Bei Sprüngen zur Seite			2
		Bei Sprüngen auf der Stelle			1
		Grundsätzlich beim Springen			0
7	Mein Sprunggelenk fühlt sich in folgenden Situationen instabil an	Niemals			4
		Beim Rennen auf unebener Oberfläche			3
		Beim Laufen auf unebener Oberfläche			2
		Beim Gehen auf unebener Oberfläche			1
		Beim Gehen auf ebener Oberfläche			0
8	Ich kann ein Umknicken kontrollieren	Sofort			3
		Oft			2
		Manchmal			1
		Nie			0
		Ich bin noch nie umgeknickt			3
9	Nach einem Umknicken erholt sich mein Sprunggelenk	Sofort			3
		Innerhalb eines Tages			2
		Innerhalb 1-2 Tagen			1
		In mehr als 2 Tagen			0
		Ich bin noch nie umgeknickt			3
Gesamtscore:					

Tester: \_\_\_\_\_

Datum: \_\_\_\_\_. \_\_\_\_\_. 2018

Uhrzeit: \_\_\_\_\_

**Probanden-Stamtblatt zur Studie *Einfluss von Sprunggelenkbandagen auf die Balance- und Bewegungskontrolle bei Personen mit Sprunggelenkinstabilität***

*Demographie:*

Name, Vorname: \_\_\_\_\_ ID: \_\_\_\_\_ Geschlecht:  m  w Geburtsdatum: \_\_\_\_\_. \_\_\_\_\_. \_\_\_\_\_ Alter: \_\_\_\_\_

*Anthropometrie:*

Körperhöhe: \_\_\_\_\_ cm Knieweite links: \_\_\_\_\_ mm

Körpermasse: \_\_\_\_\_ kg Knieweite rechts: \_\_\_\_\_ mm

Beinlänge rechts: \_\_\_\_\_ cm Sprunggelenksbreite links: \_\_\_\_\_ mm

Beinlänge links: \_\_\_\_\_ cm Sprunggelenksbreite rechts: \_\_\_\_\_ mm

Sprunggelenksflexibilität (weight-bearing lunge test; Distanz des Fußes zur Wand [cm])

Seite/ Versuch	1. Versuch	2. Versuch	3. Versuch	Mittelwert
Rechts	_____ cm	_____ cm	_____ cm	_____ cm
Links	_____ cm	_____ cm	_____ cm	_____ cm

*Leistung:* Durchschnittliche Wochenlaufleistung: \_\_\_\_\_ km

*Verwendeter Laufschuh:*

Modell: \_\_\_\_\_ In Benutzung seit: \_\_\_\_\_ Gelaufene Kilometer

*Verletzungshistorie:*

Verletzung der unteren Extremität:  ja  nein wenn ja: wann zuletzt? \_\_\_\_\_; was? \_\_\_\_\_

Letzte Sprunggelenksverletzung: \_\_\_\_\_ Betroffene Seite:  rechts  links

Notizen:



## Bewertungsbogen: Landing Error Scoring System (LESS)

Name, Vorname: \_\_\_\_\_

ID: \_\_\_\_\_

Datum: \_\_\_\_\_

Bandage:  ja  nein

Testitem	Beschreibung	Perspektive	Bewertung	1. Versuch	2. Versuch	3. Versuch
<b>Initialer Kontakt</b>						
Kniebeugung	Kniebeugung <30°	sagittal	Nein = 0; Ja = 1			
Hüftbeugung	Oberschenkel ist in Verlängerung zum Oberkörper	sagittal	Nein = 0; Ja = 1			
Rumpfbeugung	Oberkörper ist in der Hüfte aufrecht oder gestreckt	sagittal	Nein = 0; Ja = 1			
Plantarflexion Sprunggelenk	Landung von der Ferse zu den Zehen oder mit flachem Fuß	sagittal	Nein = 0; Ja = 1			
Mediale Knieposition	Zentrum der Patella steht medial zum Mittelfuß	frontal	Nein = 0; Ja = 1			
Laterale Rumpfbeugung	Die Frontallinie des Oberkörpers ist nach rechts oder links geneigt	frontal	Nein = 0; Ja = 1			
Standbreite: weit	Füße sind weiter als schulterbreit (Acromion) auseinander	frontal	Nein = 0; Ja = 1			
Standbreite: eng	Füße sind enger als schulterbreit (Acromion) auseinander	frontal	Nein = 0; Ja = 1			
Symmetrischer Fußkontakt	Asynchrone Landung oder ein Fuß landet von der Ferse zu den Zehen und der andere von den Zehen zur Ferse	frontal/ sagittal	Nein = 0; Ja = 1			
<b>Fußposition</b>						
Außenrotation	Außenrotation des Fußes >30° zwischen initialem Kontakt und maximaler Kniebeugung	frontal	Nein = 0; Ja = 1			
Innenrotation	Innenrotation des Fußes >30° zwischen initialem Kontakt und maximaler Kniebeugung	frontal	Nein = 0; Ja = 1			
<b>Gelenkwinkelveränderungen</b>						
Kniebeugung	Kniebeugung <45° zwischen initialem Kontakt und maximaler Kniebeugung	sagittal	Nein = 0; Ja = 1			
Hüftbeugung	Keine weitere Hüftflexion zwischen initialem Kontakt und maximaler Kniebeugung	sagittal	Nein = 0; Ja = 1			
Rumpfbeugung	Der Oberkörper beugt sich nicht mehr zwischen initialem Kontakt und maximaler Kniebeugung	sagittal	Nein = 0; Ja = 1			
Medialer Kollaps	Zum Zeitpunkt der maximal medialen Knieposition ist das Zentrum der Patella medial zum Mittelfuß	frontal	Nein = 0; Ja = 1			
Gelenkwinkel-änderungen	Weich: Hohe Gelenkwinkeländerungen in Oberkörper, Hüfte und Knie Durchschnitt: Sichtbare/Einige, aber keine hohen Gelenkwinkeländerungen in Oberkörper, Hüfte und Knie Steif: Geringe (wenn überhaupt) Gelenkwinkeländerung in Oberkörper, Hüfte und Knie	sagittal	Weich = 0; Durchschnitt = 1; Steif = 2			
<b>Gesamteindruck</b>						
Gesamteindruck	Exzellent: weiche Landung ohne Bewegung in der Frontal- oder Transversalebene Durchschnitt: wie alle anderen Landungen Schwach: Viel Bewegung in der Frontal- und Transversalebene oder steife Landung mit etwas Bewegung in der Frontal- und Transversalebene	frontal/ sagittal	Exzellent = 0; Durchschnitt = 1; Schwach = 2			
<b>Gesamtergebnis:</b>						
<b>Mittelwert:</b>						

## Bewertungsbogen: Y-Balance Test (YBT)

Name, Vorname: \_\_\_\_\_

ID: \_\_\_\_\_

Datum: \_\_\_\_\_

Welcher Fuß wurde getestet:  rechts  links

Beinlänge: \_\_\_\_\_ cm

Bandage:  ja  nein

### Fehlerkatalog

- Hände verlassen die Hüfte
- Verlust des Gleichgewichts
- Gewichtsverlagerung/ Spielbein wird zur Stabilisierung genutzt
- Abheben von Ferse oder Ballen

	1. Versuch	2. Versuch	3. Versuch	<b>Mittelwert</b>
Anterior (absolut)	cm	cm	cm	cm
Anterior (relativ)	%	%	%	%
Posteromedial (absolut)	cm	cm	cm	cm
Posteromedial (relativ)	%	%	%	%
Posterolateral (absolut)	cm	cm	cm	cm
Posterolateral (relativ)	%	%	%	%

## Bewertungsbogen: Balance Error Scoring System (BESS)

Name, Vorname: \_\_\_\_\_

ID: \_\_\_\_\_

Datum: \_\_\_\_\_

Welcher Fuß wurde getestet:  rechts  links

Bandage:  ja  nein

(im Tandemstand der hintere Fuß; Standfuß im Einbeinstand)

### Fehlerkatalog

- Hände verlassen die Hüfte
- Augen werden geöffnet
- Schritt, Stolpern oder Fallen
- Hüftabduktion  $>30^\circ$
- Abheben von Ferse oder Ballen
- Verlassen der Testposition für  $> 5$  s

	Stabiler Untergrund	Instabiler Untergrund
Zweibeinstand (Füße geschlossen)		
Einbeinstand (auf betroffenem Fuß)		
Tandemstand (betroffener Fuß hinten)		
Ergebnisse		
<b>BESS Gesamtergebnis</b>		

## Veröffentlichungen

### Publikationen in Zeitschriften (peer-reviewed)

John, C., Stotz, A., Gmachowski, J., Rahlf, A. L., Hamacher, D., Hollander, K., & Zech, A. (2019). Is an elastic ankle support effective in improving jump landing performance, and static and dynamic balance in young adults with and without chronic ankle instability?. *Journal of Sport Rehabilitation*, 29(6), 789-794.

Stotz, A., Hollander, K., Heidt, C., Sehner, S., & Zech, A. (2020). Clinical Assessment of the Medial Longitudinal Arch in Children: Rater Agreement and Relationship to Objective Foot Arch Measurements. *SN Comprehensive Clinical Medicine*, 2, 2763-2770.

Stotz, A., John, C., Gmachowski, J., Rahlf, A. L., Hamacher, D., Hollander, K., & Zech, A. (2021). Effects of elastic ankle support on running ankle kinematics in individuals with chronic ankle instability and healthy controls. *Gait & Posture*, 87, 149-155.

Stotz, A., Maghames, E., Mason, J., Groll, A., & Zech, A. (2022). Maximum isometric torque at individually-adjusted joint angles exceeds eccentric and concentric torque in lower extremity joint actions. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*, 14(1), 1-8.

Stotz, A., Hamacher, D., & Zech, A. (2023). Relationship between Muscle Strength and Gait Parameters in Healthy Older Women and Men. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 20(7), 5362.

### Kongressvorträge

Stotz, A., Hollander, K., Sehner, S., & Zech, A. (2018). Fußuntersuchung bei Kindern: Expertenübereinstimmung und Zusammenhang mit objektiven Fußmessmethoden. *Sports Orthopaedics and Traumatology*, 34(2), 205-206. *Deutscher Olympischer Sportärztekongress 24.-26. Mai 2018, Hamburg, Deutschland*

Stotz, A., Hamacher, D., Zech, A. (2021) Zusammenhang zwischen Bein- und Rumpfkraft und Funktionalität bei gesunden Senioren *Deutscher Olympischer Sportärztekongress (online) 20. bis 24. April 2021, Deutschland*

## **Ehrenwörtlicher Erklärung**

Hiermit erkläre ich, dass mir die geltende Promotionsordnung der Fakultät für Sozial- und Verhaltenswissenschaften der Friedrich-Schiller-Universität Jena bekannt ist. Ich habe diese Dissertation selbst angefertigt, keine Textabschnitte eines Dritten oder eigene Prüfungsarbeiten ohne Kennzeichnung übernommen und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönlichen Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben. Weiterhin erkläre ich, dass mich keine Personen bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskripts unterstützt haben.

Die in Kapitel zwei bis vier dargestellten wissenschaftlichen Artikel sind in internationalen wissenschaftlichen Zeitschriften publiziert oder zur Publikation eingereicht. Nur die aufgeführten Ko-Autoren und keine anderen Personen waren an allen Prozessen der Manuskripterstellung beteiligt. Das Manuskript des ersten Artikels wurde vom Erstautor Herrn Cornelius John mit mir als Zweitautor in enger Zusammenarbeit geschrieben. Artikel zwei und drei wurden von mir inhaltlich konzipiert und schriftlich ausgearbeitet. Alle Ko-Autoren trugen mit kritischen Anmerkungen zur Überarbeitung der finalen Entwürfe der Manuskripte bei.

Ich versichere die Hilfe eines kommerziellen Promotionsvermittlers wurde nicht in Anspruch genommen und Dritte haben weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von dem Doktoranden für Arbeiten erhalten, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen.

Ich habe die Dissertation noch nicht als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht. Ich habe zuvor die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung bei einer anderen Hochschule als Dissertation nicht eingereicht.

Ich versichere an Eides Statt, dass ich nach bestem Wissen die reine Wahrheit gesagt und nichts verschwiegen habe.

Jena, 04.07.2023

Andreas Stotz