

T. Lösing

Evaluation des Wirkungsgrads modularer Sprunggelenkorthesen im Hinblick auf die Limitierung von Talusvorschubbewegungen

Evaluation of the Efficiency of Modular Ankle Orthoses Regarding the Limitation of Anterior Talar Glide

Die posttraumatische Stabilisierung des Sprunggelenkkomplexes durch Orthesen ist eine gängige Versorgungsvariante in der Orthopädie. In dieser Arbeit wird ein neues Orthesenkonzept vorgestellt, das dahingehend optimiert ist, Talusvorschubbewegungen zu limitieren. Dieses neue Konzept wird in einem experimentellen Aufbau mit bestehenden Versorgungen verglichen. Resultierend kann festgestellt werden, dass es gelungen ist, eine Orthese zu entwickeln, die pathologische Bewegungen des Talus nach anterior signifikant stärker limitiert als marktübliche vergleichbare Orthesen.

Schlüsselwörter: Talusvorschub, modulare Sprunggelenkorthese, Sprunggelenkstabilität, Mobilisierungsfunktion

The use of orthoses to stabilise the ankle joint after an injury is a common treatment method in orthopaedics. This article presents a new orthotic concept that is optimised to limit anterior talar glide. An experimental setup was used to compare this new concept with established orthoses. The results of the study document the successful development of an orthosis that limits anterior talar glide to a significantly greater extent than comparable orthoses in the market.

Key words: anterior talar glide, modular ankle orthosis, ankle stability, mobilisation function

Einleitung

Zur Rehabilitation nach Sprunggelenkverletzungen werden häufig orthopädische Hilfsmittel in Form von Orthesen eingesetzt. Deren Aufgabe ist die Stabilisierung des geschädigten Sprunggelenkkomplexes. Zum Einfluss von Sprunggelenkorthesen auf auftretende Falschbewegungen im geschädigten oberen Sprunggelenk gibt es jedoch nur wenig Literaturnachweise. Im folgenden Beitrag wird ein neues Konzept zur Stabilisierung des Sprunggelenkkomplexes vorgestellt und mit bestehenden Sprunggelenkorthesen verglichen.

Problematik Talusvorschub

Die Distorsionsverletzung des Sprunggelenks ist mit einem Wert von ungefähr 30 % die häufigste Sportverletzung in Deutschland [1]. Dabei werden in über 85 % der Fälle Rupturen des Ligamentum fibulotalare anterius festgestellt; das Ligamentum fibulocalcaneare ist zu 50 bis 75 % und das Ligamentum fibulotalare posterius zu weniger als 10 % mitbetroffen [2–4]. Zudem ist bei ungefähr 10 % der Fälle das Syndesmoseband verletzt [5–8].

Die Bänder im Knöchelbereich haben die Aufgabe, die knöchernen Gelenkpartner unter einer gewissen Vorspannung zusammenzuhalten. Durch Verletzungen dieser Bänder nimmt die Vorspannung ab; im schlimmsten Fall verlieren Tibia und

Fibula ihren direkten Kontakt zueinander. Das Ergebnis einer solchen Instabilität besteht darin, dass der Talus nicht mehr fest von der Malleolengabel geführt wird; die möglichen Bewegungen beschränken sich nicht mehr rein auf das physiologische Bewegungsausmaß innerhalb der monozentrisch angenommenen Gelenkachse. Durch die häufig auftretende Ruptur des Ligamentum talofibulare anterius entsteht eine Verschiebbarkeit des Talus im Verhältnis zur Malleolengabel. Dieses Phänomen wird als „Talusvorschub“ bezeichnet, da sich der Talus nun nach anterior aus der Malleolengabel herausziehen lässt (Abb. 1).

Eine nicht korrekt behandelte Außenbandverletzung kann eine chronische Instabilität nach sich ziehen [9], welche die messbaren Parameter des menschlichen Ganges signifikant beeinflusst. Patienten mit chronischer Instabilität im Sprunggelenk zeigen eine reduzierte Gehgeschwindigkeit, Schrittlänge und Einbeinstandphase. Gleichzeitig beanspruchen diese Patienten eine vergrößerte Bodenunterstützungsfläche während des Gehens [10]. Weiterhin ist ein Vorscha-den aufgrund einer vorherigen Verletzung der Außenbänder der größte Risikofaktor für eine erneute Verletzung [11–14]. Eine veränderte Gelenkmechanik während des Heilungsprozesses kann zu einer Heilung des Bandes in verlängertem Zustand führen. Weiterhin können hierdurch übermäßig wirkende Kräfte auf das heilende Band

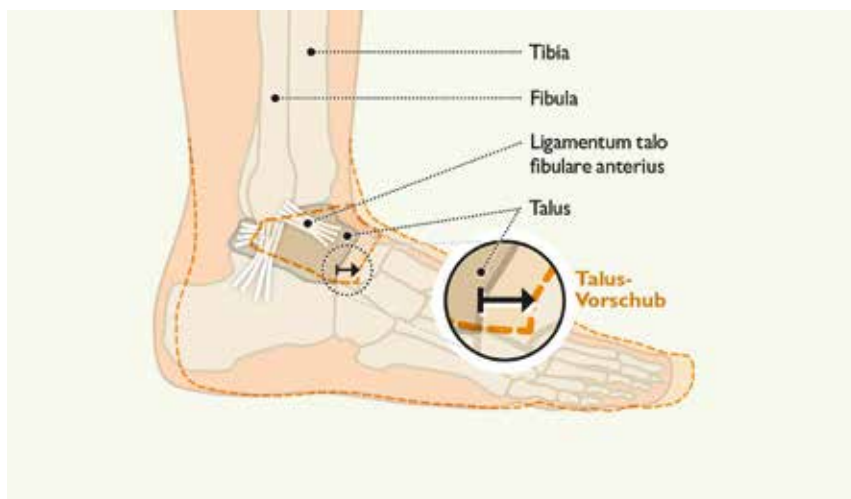


Abb. 1 Darstellung einer Talusvorschubbewegung bei geschädigtem Sprunggelenk.

sowie ein chronischer Bewegungsverlust auftreten. Folglich kommt es bei etwa 10 bis 40 % der akut Verletzten zur Ausbildung einer chronischen Sprunggelenkinstabilität [15–21].

Zur Vermeidung dieser Folgeschäden ist es entscheidend, möglichst physiologische Bedingungen während der Heilung im Sprunggelenk-komplex zu erzeugen. Dazu zählt auch die Limitierung von Talusvorschubbewegungen.

Entwicklungskonzept

Bei bisher verfügbaren Sprunggelenk-orthesen zur Rehabilitation nach Sprunggelenkdistor-sion sind die Verstärkungselemente meist medial und

lateral über den Malleolen angeordnet und überbrücken somit das obere Sprunggelenk (OSG). Im Hinblick auf den Talusvorschub liegen die Verstärkungen also nicht in der Ebene, in der sich der Talus verschiebt. Der Eingriff in diese Bewegungsebene des Talus erfolgt durch die textilen Anteile der Orthese. Daher wird die Bewegungseinschränkung des Talus nur indirekt über die textilen Strukturen erzeugt, die an den Stabilisierungselementen als Fixpunkt befestigt sind.

In einem Forschungsprojekt der Tigges-Zours GmbH (Hattingen, Deutschland) wurde ein neuartiges Orthesenkonzept mit Mobilisierungsfunktion entwickelt, das in der ersten Stufe darauf ausgerichtet ist, Talusvorschubbe-

wegungen in besonders hohem Maß zu limitieren. Für die zweite Therapie-stufe werden die aus Federstahldraht gefertigten Verstärkungselemente entfernt und somit kontrollierte Bewegungen freigegeben. Die dritte Stufe wird durch das Ablegen des Stabilisierungsgurts eingeleitet und zielt darauf ab, das Gelenk an normale Belastungen heranzuführen. Dieses Konzept ermöglicht eine therapiegerechte Versorgung während der Entzündungs-, der Proliferations- sowie der Remodulationsphase der Bandheilung.

Die Besonderheit der Sprunggelenkorthese „Tigges MalleoSet“ (Abb. 2) besteht in der ersten Stufe in der Positionierung der eingearbeiteten Verstärkungselemente: Bei der Orthese liegen die Verstärkungen anterior und posterior des Knöchels; sie ragen also etwas in die anterior-posteriore Bewegungsebene des Talus hinein und können dort entstehende Kräfte direkt aufnehmen (Abb. 3). Darüber hinaus verstärkt das unelastische Textilmaterial, das den Unterschenkel sowie den Mittelfuß zirkulär umfasst, die Wirkung zur Eingrenzung des Talusvorschubs.

Folglich wird eine bewegungsarme Verbindung zwischen den beiden Gelenkpartnern geschaffen. Zur Prüfung der Wirksamkeit des neuartigen Orthesenkonzepts erfolgte eine experimentelle Studie. Diese untersuchte die Fragestellung, ob die Sprunggelenkorthese „Tigges MalleoSet“ auftretende Talusvorschubbewegungen wirkungsvoller limitieren kann als vergleichbare Orthesen.



Abb. 2 Sprunggelenkorthese „Tigges MalleoSet“ mit grafisch kenntlich gemachten (sonst nicht sichtbaren) eingearbeiteten Verstärkungselementen.



Abb. 3 Positionierung der Verstärkungselemente, visualisiert anhand eines Unterschenkelquerschnitts.

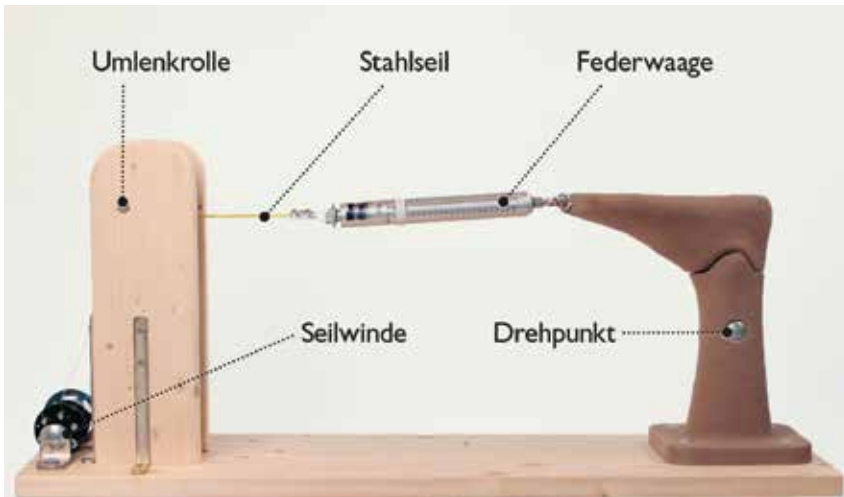


Abb. 4 Testapparatur zur Bestimmung der Widerstandskraft von Sprunggelenkorthesen gegenüber Talusvorschubkräften.

Orthesenmodelle	Mittelwert [mm]	Standardabweichung [mm]	Signifikanzniveau der t-Tests [%]
„Tigges MalleoSet“	5,5	0,64	–
Orthese A	13,9	0,49	99,9
Orthese B	14	1,52	99,9
Orthese C	13,7	1,51	99,9
Orthese D	16,5	0,03	99,9
Orthese E	13,1	1,12	99,9
Orthese F	15,1	0,98	99,9
Orthese G	16,4	0,04	99,9
Orthese H	11,7	0,94	99,9
Orthese I	11	1,04	99,9
Orthese J	13	1,06	99,9

Tab. 1 Statistische Datenauswertung der Messergebnisse bezüglich des Talusvorschubs bei 145 Newton Belastung.

Material und Methoden

Testapparatur

Um die externe Stabilisierungswirkung von Sprunggelenkorthesen gegen eine Bewegung des Talus nach anterior zu ermitteln, wurde eine Testapparatur (Abb. 4) erstellt. Diese ist als modellhafte Nachbildung des menschlichen Unterschenkel-Fuß-Komplexes zu verstehen. Die Konstruktion richtet sich nach denjenigen Strukturen und Funktionen, die für eine Talusvorschubbewegung relevant sind.

Der Versuchsaufbau ermöglicht die Einleitung einer einheitlichen Talusvorschubkraft und die Messung der hierbei entstehenden Auslenkung des Talus. Die Verbindung des Unterschenkels mit dem Fuß zur Abbildung des Talusvorschubs wird durch eine

monozentrische Gelenkanordnung im Bereich des Unterschenkels gelöst. Dadurch entsteht eine sehr realistische Gleitbewegung im Bereich des Gelenkspalts. Der Winkel des oberen Sprunggelenks der Testapparatur im unbelasteten Zustand wird durch die Orthesen bestimmt; diese geben die Neutral-Null-Stellung zwischen Unterschenkel und Fuß vor. Demnach hat die Testapparatur im unbelasteten Zustand eine OSG-Stellung von 0° bei einem Talusvorschub von 0 mm. Die Apparatur ermöglicht einen maximalen Talusvorschub von 16 mm. Bei diesem Wert ergibt sich durch die Achsanordnung eine Dorsalflexionsstellung von ungefähr 12° im OSG. Im unteren Sprunggelenk dagegen bleibt die Neutral-Null-Stellung, die in der Statik auftritt, bei Bewegung des Testgeräts unverändert.

Um die Haut des menschlichen Körpers nachzubilden und ein Verutschen der Orthesen zu vermeiden, wurde das Testgerät im äußeren Bereich weich gestaltet. Darunter wurde die Form von Fuß und Unterschenkel möglichst starr und unnachgiebig konstruiert, um die knöchernen Strukturen nachzubilden. Auf einer steifen Grundkonstruktion aus orthopädiotechnischem Hartschaum wurde die Haut mittels 2 mm starken Polstermaterials nachgebildet. Dieses wies eine Shore-A-Härte von ungefähr 30 auf.

Messverfahren

In der Testapparatur wird eine Talusvorschubkraft über ein Stahlseil generiert, das über eine reibungsarme und ortsstabile Umlenkrolle läuft. Dadurch bleibt die Richtung der einwirkenden Kraft in allen Messsituationen gleich. Die aufzubringende Kraft wird über eine Seilwinde mit Sperrklinken erzeugt. Diese ermöglicht es, die Kraft schrittweise zu erhöhen. Weiterhin sorgt ein zwischengeschaltetes Kraftmessgerät in Form einer Federwaage dafür, dass stets dieselbe Kraft bei allen Messungen verwendet wird.

Das Messergebnis wird in Form der Streckenauslenkung zwischen Fuß und Unterschenkel auf Höhe des Gelenkspalts des OSG erfasst. Der zu ermittelnde Wert wird über einen digitalen Messschieber aufgenommen. Mit Hilfe einer biomechanischen Modellierung wird ein realistischer Wert für die maximale Kraft berechnet, die beim ebenen Gang in Richtung eines Talusvorschubs wirkt. Dieser Wert liegt bei 145 Newton.

Orthesen

Da es sich bei dem Modell „Tigges MalleoSet“ um eine modulare Sprunggelenkorthese handelt, werden für diese Untersuchung vergleichbare Orthesen genutzt. Diese sind im Hilfsmittelverzeichnis des GKV-Spitzenverbandes in der Produktart 23.02.04.0 „Sprunggelenkorthesen zur Mobilisierung in definierter Position, abrüstbar“ aufgelistet. Es werden alle 11 Orthesen getestet, die zum 1. Juni 2020 innerhalb dieser Produktart genannt werden. Die Hilfsmittel sind dadurch gekennzeichnet, dass sie durch ihren modularen Aufbau während des Versorgungszeitraums abgeschult werden können. Alle Orthesen wurden bei Be-

darf durch einen Orthopädietechniker an die anatomische Formung des Testgeräts angepasst und in ihrer Ausführung passend zu folgenden Anamnesedaten ausgewählt:

- Fesselumfang: 22 cm
- Ristumfang: 34 cm
- Schuhgröße: 45
- Seite: rechts

Durchführung

Zur Erzeugung der Messdaten wurden die Orthesen nacheinander auf der Testapparatur befestigt. Das Anlegen der Orthesen erfolgte strikt nach den von den Herstellern mitgelieferten Gebrauchsanweisungen und wurde ebenfalls von einem Orthopädietechniker durchgeführt. Da alle Orthesen über eine Mobilisierungsfunktion verfügen, wurden sie jeweils in der ersten Stufe, das heißt mit allen Stabilisierungselementen, getestet. Beiliegende Kühl- oder Icepacks wurden während der Messungen nicht verwendet. Jede Orthese wurde 10-mal getestet. Nach Befestigung einer Orthese wurden 145 Newton Talusvorschubkraft in das Testgerät eingeleitet und die Auslenkung ermittelt.

Statistik

Zur statistischen Auswertung der Messwerte wurde über die Messreihen der einzelnen Orthesen der arithmetische Mittelwert gebildet. Zudem wurde der Mittelwert der neuen modularen Orthese jeweils mit den einzelnen Mittelwerten der anderen Orthesen mittels eines zweiseitigen t-Tests (unabhängige Stichproben) verglichen. Zur Auswertung wurde die Software „IBM SPSS Statistik 22“ (IBM Deutschland GmbH, Ehningen, Deutschland) genutzt.

Ergebnisse

Die Ergebnisse können dem Säulendiagramm in Abbildung 5 entnommen werden. Die errechneten Mittelwerte bei einer Kräfteinwirkung von 145 Newton liegen in einem Bereich von 5,5 bis 16,5 mm Talusvorschub. Es ist zu erkennen, dass sich die „Tigges MalleoSet“-Sprunggelenkorthese mit einem Mittelwert von nur 5,5 mm Talusvorschub signifikant von den anderen Orthesen abgrenzt, die deutlich höhere Mittelwerte (zwischen 11 und 16,5 mm Talusvorschub) aufweisen;

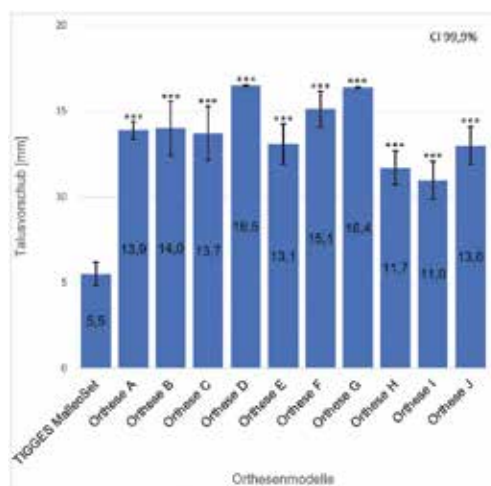


Abb. 5 Messergebnisse der Testapparatur bei einer Belastung von 145 Newton Talusvorschubkraft. Im Balkendiagramm sind die arithmetischen Mittelwerte der Messreihen für die einzelnen Orthesen abgebildet und numerisch benannt. Zudem ist jeweils das 99,9%-Konfidenzintervall in Form von Fehlerindikatoren kenntlich gemacht. Über den Balken der Orthesen ist jeweils das Signifikanzniveau zu erkennen, mit dem sich der jeweilige Mittelwert vom Mittelwert der „Tigges MalleoSet“-Orthese unterscheidet.

die Standardabweichungen liegen in einem Bereich von 0,03 bis 1,52 mm. Die modulare Sprunggelenkorthese zeigt also im Vergleich zu allen anderen gemessenen Orthesen einen deutlich reduzierten Talusvorschub-Wert. Dieser Unterschied ist in allen Fällen nach Auswertung durch einen t-Test auf einem 99,9%-Niveau signifikant. Im Vergleich zum zweitkleinsten gemessenen Talusvorschub-Wert von 11 mm, der bei Orthese I auftritt, ist der Wert der „Tigges MalleoSet“-Orthese mit 5,5 mm nur ungefähr halb so groß. Auffällig ist, dass bei den Orthesen D und G eine sehr kleine Standardabweichung auftritt, die sich deutlich von denen der anderen Orthesen abhebt. Das ist darauf zurückzuführen, dass bei den Messungen dieser Orthesen die Testapparatur ihren mechanischen Anschlag erreichte. Somit lassen diese Orthesen in der Realität einen größeren Talusvorschub zu, als in den Messungen ermittelt werden konnte.

Bei Betrachtung der einzelnen Messwerte ist zudem zu erkennen, dass einige Messwerte der Orthese F im Anschlag des Messgeräts aufgenommen wurden. Resultierend daraus erreicht diese Orthese in der Realität ebenfalls höhere Talusvorschubwerte, als die Messungen ergeben.

Diskussion

Die Ergebnisse der durchgeführten Messreihen mit der Testapparatur zeigen, dass die neue modulare Sprunggelenkorthese eine deutlich überlegene Stabilisierungswirkung gegenüber vergleichbaren Orthesen derselben Hilfsmittelart in Bezug auf eine

Talusvorschubbewegung hat. Eine Messreihe mit 145 Newton Talusvorschubkraft bestätigte eine signifikant kleinere (CI 99,9 %) Auslenkung in Talusvorschubrichtung bei der „Tigges MalleoSet“-Orthese im Vergleich zu allen anderen getesteten Sprunggelenkorthesen. In zwei weiteren Testreihen mit reduzierter Talusvorschubkraft wurden ebenfalls signifikant kleinere (CI 99,9 %) Auslenkungen für diese Orthese festgestellt.

Diese Erkenntnisse weisen darauf hin, dass das beschriebene Konstruktionskonzept der neu entwickelten Orthese sehr gut zur Limitierung von Talusvorschubbewegungen geeignet ist. Die Positionierung der Stabilisierungselemente in Richtung anterior und posterior am Fuß und am Unterschenkel sowie das unelastische Orthesenmaterial halten die beiden Gelenkpartner eng beieinander; Falschbewegungen zwischen dem Talus und der Malleolengabel werden dadurch stärker eingeschränkt als bei vergleichbaren Sprunggelenkorthesen.

Um allerdings eine eindeutige Aussage darüber treffen zu können, ob das Ausmaß, in dem diese neue Orthese die Talusvorschubbewegung eingrenzt, ausreichend für eine Optimierung der Patientenversorgung ist, wäre es sinnvoll, hierzu eine klinische Studie durchzuführen, die zeigt, dass die größere Stabilisierungswirkung auch ausreichend für die praktische Anwendung ist. Konkret bedeutet dies, die Orthese unter realen Bedingungen zu testen und zu ermitteln, ob die Inzidenz chronischer Bandinstabilitäten nach Sprunggelenkverletzungen mit dieser Versorgung sinkt.

Fazit

In der hier vorgestellten Studie wurde experimentell ermittelt, dass die neu entwickelte „Tigges MalleoSet“-Sprunggelenkorthese im Vergleich mit allen anderen Orthesen derselben Produktart den größten Stabilisierungseffekt gegenüber einer Talusvorschubbewegung bietet. Dieses Ergebnis konnte in drei verschiedenen Messsituationen mit einem Signifikanzniveau von 99,9 % festgestellt werden.

Das Experiment untersuchte den auftretenden Talusvorschub bei unterschiedlichen Krafteinwirkungen auf den Talus. Bei einer Krafteinwir-

kung von 145 Newton limitiert die Tigges-Orthese demnach den Talusvorschub annähernd doppelt so stark wie die nächstbeste gemessene Orthese. Das Ergebnis dokumentiert, dass sich die veränderte Positionierung der Verstärkungselemente sowie die Verwendung eines unelastischen Gewebes für den Orthesengrundkörper bei der Orthese „Tigges MalleoSet“ positiv auf die Begrenzung des Talusvorschubs auswirken.

Hinweis

Bei diesem Beitrag handelt es sich um die Zusammenfassung einer Abschlussarbeit zur Erlangung des akademischen Grades eines Master of

Science im Bereich „Medizinische Orthobionik“ an der PFH Private Hochschule Göttingen.

Interessenkonflikt

Der Autor ist Mitarbeiter der Tigges-Zours GmbH.

Der Autor:

Tristan Lösing, M. Sc., OTM
Produktentwickler
Tigges-Zours GmbH
Am Beul 10
45525 Hattingen
t.loesing@zours.de

Begutachteter Beitrag/reviewed paper

Literatur:

- [1] Henke T, Gläser H, Heck H. Sportverletzungen in Deutschland – Basisdaten, Epidemiologien, Prävention. In: Henke T. Neue Wege zur Unfallverhütung im Sport. Köln: Strauß Verlag, 2000: 139–165
- [2] Zwipp H. Die anterolaterale Rotationsinstabilität des oberen Sprunggelenkes. Berlin: Springer, 1986
- [3] Fallat L, Grimm DJ, Saracco JA. Sprained ankle syndrome: prevalence and analysis of 639 acute injuries. The Journal of Foot & Ankle Surgery, 1998; 37 (4): 280–285
- [4] Swenson DM, Collins CL, Fields SK, Comstock RD. Epidemiology of U.S. high school sports-related ligamentous ankle injuries. Clinical Journal of Sports Medicine, 2013; 23 (3): 190–196
- [5] Broström L. Sprained ankles: Anatomic lesions in recent sprains. Acta Chirurgica Scandinavica, 1964; 128: 483–495
- [6] Safran MR, Benedetti RS, Bartolozzi AR, Mandelbaum BR. Lateral ankle sprains: a comprehensive review: part 1: etiology, pathoanatomy, histopathogenesis, and diagnosis. Medicine and Science in Sports and Exercise, 1999; 31 (7 Suppl): S429–S437
- [7] Kerkhoffs GM, Rowe BH, Assendelft WJ, Kelly K, Struij PA, Van Dijk CN. Immobilisation and functional treatment for acute lateral ankle ligament injuries in adults. Cochrane Database of Systematic Reviews (Online), 2002; (3)
- [8] Chan KW, Ding BC, Mroczek KJ. Acute and chronic lateral ankle instability in the athlete. Bulletin of the NYU Hospital for Joint Diseases, 2011; 69 (1): 17–26
- [9] Hank C. Von der Außenbandruptur zur chronischen Instabilität. Stadienadaptierte Therapie bei Sprunggelenkinstabilität. Orthopädische und Unfallchirurgische Praxis, 2017; 7/8: 396–400
- [10] Gigi R, Haim A, Luger E, Segal G, Melamed E, Beer Y, Nof M, Nyska M, Elbaz A. Deviations in gait metrics in patients with chronic ankle instability: a case control study. Journal of Foot and Ankle Research, 2015; 8 (1): 1
- [11] Baumhauer JF, Alosa DM, Renström PA, Trevino S, Beynon B. Test-retest reliability of ankle injury risk factors. The American Journal of Sports Medicine, 1995; 23 (5): 571–574
- [12] Garrick JG. The frequency of injury, mechanism of injury, and epidemiology of ankle sprains. The American Journal of Sports Medicine, 1977; 5 (6): 241–242
- [13] Milgrom C, Shlamkovitch N, Finestone A, Eldad A, Laor YL. Risk factors for lateral ankle sprain. A prospective study among military recruits. Foot & Ankle International, 1991; 12 (1): 26–30
- [14] Renström P, Theiss M. Biomechanik der Verletzung der Sprunggelenkbänder. Sportverletzung Sportschaden, 1997; (7): 29–35
- [15] Karlsson J, Lansinger O. Lateral instability of the ankle joint. Clinical Orthopaedics and Related Research, 1992; (276): 253–261
- [16] Gerber JP, Williams GN, Scoville CR, Arciero RA, Taylor DC. Persistent disability associated with ankle sprains: a prospective examination of an athletic population. Foot & Ankle International, 1998; 19 (10): 653–660
- [17] Colville MR. Surgical treatment of the unstable ankle. The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons, 1998; 6 (6): 368–377
- [18] Denegar CR, Miller SJ. Can Chronic Ankle Instability Be Prevented? Rethinking Management of Lateral Ankle Sprains. Journal of Athletic Training, 2002; 37 (4): 430–435
- [19] Ferran NA, Maffulli N. Epidemiology of sprains of the lateral ankle ligament complex. Foot and Ankle Clinics, 2006; 11 (3): 659–662
- [20] van Rijn RM, van Os AG, Bernsen RM, Luijsterburg PA, Koes BW, Bierma-Zeinstra SM. What is the clinical course of acute ankle sprains? A systematic literature review. The American Journal of Medicine, 2008; 121 (4): 324–331
- [21] Gösele-Koppenburg A, Kannenberg A. Orthesen- und Trainingskonzept zur Therapie von Bandverletzungen des Sprunggelenks. Orthopädie Technik, 2009; 60 (12): 828–834

TIGGES MalleoSet

NEU

Modulare Sprunggelenkorthese

- mit **3-Stufen-Mobilisierungsfunktion**
- mit ventraler Stabilisierung zur effektiven **Limitierung des Talusvorschubs**

mit Ice-Pack

HMV-Nummer
23.02.04.0012

Patent angemeldet

TIGGES innovative Modul-Orthesen



TIGGES-Zours GmbH
D-45525 Hattingen
Am Beul 10
www.zours.de



TIGGES-Zours GmbH Telefon 0049 (0) 2324-59497-0
Am Beul 10 Telefax 0049 (0) 2324-59497-29
45525 Hattingen E-Mail tigges@zours.de
Internet www.zours.de