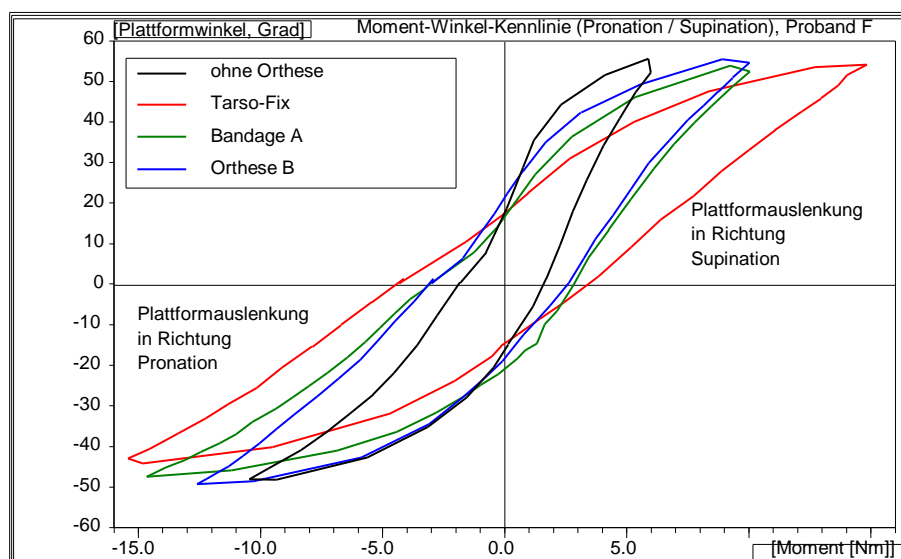


## Bericht zur Biomechanikstudie:

# Stabilisierungswirkung der Sprunggelenkorthese "Tarso-Fix"



Projekt-Nr.: **97GE262 MED-gs**  
 Auftraggeber: **Fa. Omnimed AG**  
 Datum: **Februar/März 1998**

**BASiS Institut München**  
 Ridlerstraße 31  
 80339 München  
 Tel.: 089/500 84-294  
 Fax: 089/500 84-295

# Inhaltsverzeichnis

	Seite
1. Einleitung, Ziel.....	3
1.1. Begriffsdefinitionen.....	4
2. Die untersuchte Sprunggelenkorthese.....	6
3. Meßmethode.....	7
3.1. Das Winkelmeßgerät .....	7
4. Erläuterungen zu den Meßkurven .....	11
5. Ein Vergleich des Sprunggelenks der Probanden .....	14
6. Die Meßergebnisse der Orthese .....	16
Proband F.....	16
Proband H .....	23
Proband S .....	26
Proband T .....	29
7. Zusammenfassung der Meßergebnisse.....	32
8. Zusammenfassung.....	36

## 1. Einleitung, Ziel

In dieser Biomechanik-Studie wird mit Hilfe eines standardisierten Meßgeräts die Stabilisierungsfunktion der Sprunggelenkorthese **Tarso-Fix® Rückfußstabilisator Größe Medium** der Fa. **Omnimed**<sup>1</sup> an vier Probanden untersucht und in einigen Versuchen mit der von Standardprodukten verglichen. Die Probanden hatten weitgehend unauffällige gesunde Sprunggelenke, mit den üblichen interindividuellen Verschiedenheiten. Das Meßgerät ist eine spezielle Entwicklung, die die Messung von Moment-Winkel-Kennlinien am Probanden beim Tragen des jeweiligen Produktes ermöglicht.

Die Anwendung von Stabilisierungshilfen kann bei chronischen und traumatischen Problemen des Sprunggelenks sinnvoll sein. Die am häufigsten auftretenden Verletzungen des Sprunggelenks sind die sogenannten Sprunggelenkdistorsionen<sup>2</sup>. Dabei handelt es sich um Überdehnungen des Kapsel-Band-Apparats, sehr häufig begleitet von Rupturen insbesondere der lateralen Bänder (vgl. Abb. I-2 und I-3). Ein Anwendungsschwerpunkt der Stabilisierungshilfen liegt deshalb in der orthopädischen Therapie von Außenbandverletzungen. Daher ist häufig speziell eine Stabilisierung in Supination bzgl. der Achse des Unteren Sprunggelenks und eine geringere Unterstützung in Pronation sowie in Extension und Flexion bzgl. der Achse des Oberen Sprunggelenks erforderlich. Die konservative, nicht-operative Behandlung der Bandverletzungen gewinnt dabei in den letzten Jahren immer mehr an Bedeutung. In beiden Fällen, operative und konservative Behandlung, wird heute frühfunktionell weiterbehandelt, d.h., auch postoperativ werden diese Hilfsmittel früher und häufiger eingesetzt. Eine völlige Gelenkimmobilisierung durch einen Gipsverband nach einer Verletzung oder Operation, auch für nur relativ kurze Zeit, birgt bekanntermaßen erhebliche medizinische Risiken wie Muskelatrophie, funktionelle Defizite, Thrombosegefahr, Knorpeldegeneration, etc. und wird, wenn irgend möglich, vermieden<sup>3</sup> [2]. Die untersuchte Sprunggelenkorthese **Tarso-Fix®** ist nach Angaben des Herstellers speziell auch für den postoperativen Einsatz und als Gipsersatz konzipiert und deshalb auch nach gravierenderen Verletzungen einsetzbar als viele andere Sprunggelenkbandagen und -Orthesen. Dazu ist natürlich eine größere Stabilisierungsfähigkeit der Orthese erforderlich, die in dieser Studie nachgewiesen werden soll.

Sprunggelenkbandagen und -Orthesen werden aber auch häufig zur Prophylaxe vor Überbeanspruchung des Sprunggelenks und als Schutz vor extremen Streßsituationen, z.B. dem Umknicken in Supination-Adduktion, getragen, von Sportlern auch als Alternative zum Taping. Die größten Belastungen an das Sprunggelenk erfolgen eben bei sportlicher Betätigung. Die Stabilisierungshilfen müssen dem Sprunggelenk deshalb einen möglichst hohen Schutz bieten und dennoch die physiologisch normale Beweglichkeit so wenig wie möglich behindern. Vom Sportler wird ein besonde-

---

<sup>1</sup> Omnimed AG - Hardstrasse 129 - CH-4020 Basel

<sup>2</sup> Sportverletzung Sportschaden 7. Jahrgang (1993) 1-2, Sonderheft 1, Georg Thieme Verlag Stuttgart New York, P. Renström, M. Theis, Die Biomechanik der Verletzungen der Sprunggelenkbänder, S. 29ff.

<sup>3</sup> wie vorherige Fußnote <sup>2</sup>, insbesondere Editorial S. 1/2 und A. Gollhofer, C. Scheuffelen, H. Lohrer, Neuromuskuläre Stabilisation im oberen Sprunggelenk nach Immobilisation S. 23ff.

res Augenmerk auf die möglichst schnelle Wiederherstellung der Sportfähigkeit nach einer Verletzung gelegt, um seinem hohen Bewegungsbedürfnis Rechnung zu tragen.

### 1.1. Begriffsdefinitionen:

Die Definitionen der Sprunggelenkachsen und die Bezeichnungen der verschiedenen Rotationen richten sich nach den Konventionen von B.M.Nigg<sup>4</sup> (vgl. Abb. 1). Andere Autoren wählen oft eigene, davon abweichende oder sogar gegenteilige Definitionen (z.B. H.U.Debrunner<sup>5</sup>).

Oberes Sprunggelenk (OSG)	= talokrurales Gelenk (Articulatio talocruralis)
Unteres Sprunggelenk (USG)	= talokalkaneares Gelenk (Articulatio talocalcaneonavicularis, die hintere Abteilung wird als Articulatio subtalaris bezeichnet.)
Pronation / Supination	= Ein- / Auswärtsrotation des Fußes um die Achse des USG, (Senkung des inneren Fußrandes (Plattfußstellung) / Hebung des inneren Fußrandes)
Eversion / Inversion	= Ein- / Auswärtsrotation des Fußes um seine Längsachse
Plantarflexion / Dorsalextension	= Ab- / Aufbewegung des Fußes um die Achse des OSG

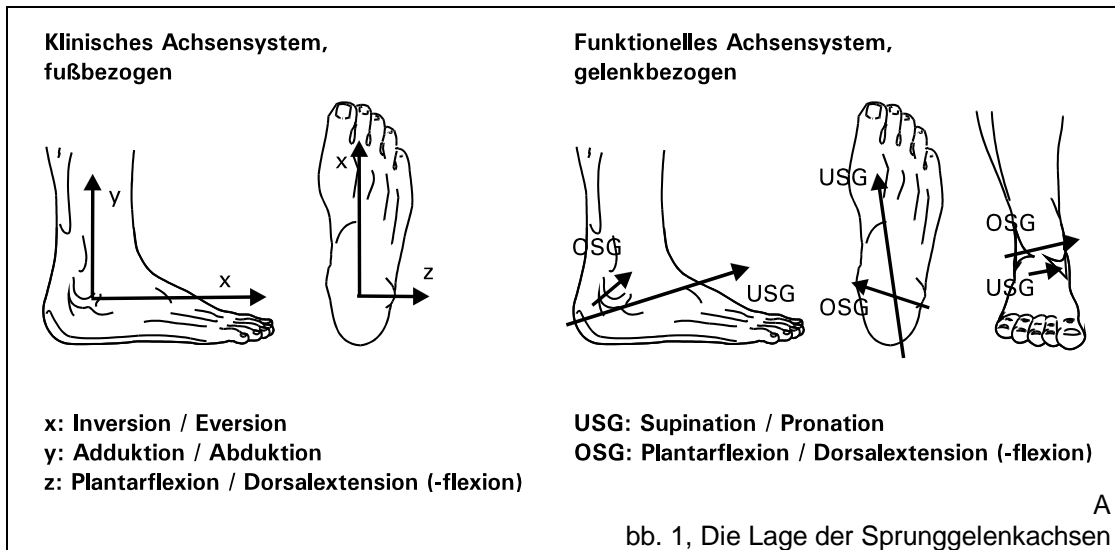
Die null-Grad-Stellung von oberem und unterem Sprunggelenk wird nach den anatomischen Konventionen als die Gelenkgrundstellung beim geraden aufrechten Stehen definiert.

Die Begriffe Plantarflexion / Dorsalextension werden in dieser Studie zwischen den beiden Achsensystemen begrifflich nicht in dem Maße getrennt wie Bewegungen bzgl. der Achse des unteren Sprunggelenks. Die Abbewegung des Fußes um die Drehachse des oberen Sprunggelenks wird ebenso wie die Abbewegung um die geometrische Drehachse Z des fußbezogenen Achsensystems als Plantarflexion bezeichnet, die Aufwärtsbewegung bezüglich beider Achsen als Dorsalextension<sup>6</sup> (vgl. Abb. 1). (Die Dorsalextension wird häufig auch als Dorsalflexion bezeichnet). In erster Näherung gilt diese Gleichsetzung auch für die Pronations- / Supinationsachse des USG mit der Inversions- / Eversionsachse des fußbezogenen Achsensystems.

<sup>4</sup> Nigg, B.M., et al.: Gait analysis and sport shoe construction Biomechanics VI-A, (1978), S. 303-309

<sup>5</sup> Debrunner, H.-U.: Biomechanik des Fußes, Ferdinand Enke Verlag, Stuttgart, (1985)

<sup>6</sup> In der Studie werden die in der Medizin meist gewählten Bezeichnungen Plantarflexion und Dorsalextension verwendet, um die Leserschaft dieses Berichts nicht unnötig zu verwirren. Die beiden Bezeichnungen gehen auf die neurophysiologisch unterschiedlichen Eigenschaften der Muskulatur des Bewegungsapparates zurück - Strecker- (Extensoren) und Beugermuskulatur (Flexoren).



Beim normalen ungestörten Gehen macht das Sprunggelenk im Verlauf des Schrittzyklus in erster Linie Auf- und Abbewegungen in Plantarflexion und Dorsalextension. Inversions- / Eversionsbewegungen des Fußes, d.h. Kippungen des Fußes um seine Längsachse X, finden in größerem Ausmaß in der Schwungphase am unbelasteten Fuß statt und sind dann wohlkoordiniert. Gefährlich sind Inversions- / Eversionsbewegungen des Fußes in der Bodenkontaktphase als in Extremsituationen und Unfall-situationen von außen aufgezwungene mehr oder weniger unkontrollierte Abkippbewegungen, in erster Linie als Supinationsstreß. Solche Kippungen bewirken immer gemischte Bewegungen bzgl. der genannten Gelenkachsen. Die eigentliche Supinations- / Pronationsbewegung des Fußes ist nach der Definition von Abb. 1 die ausschließliche Kippung um die Achse des unteren Sprunggelenks, die allein bei den meisten Bandverletzungen am Sprunggelenk stabilisiert werden soll. Kräfte und Momente, die diese Supinations- / Pronationskippen verursachen könnten (zumeist vor allem die Supination), sollten idealerweise durch die Stabilisierungshilfe abgefangen oder entschärft werden. Diese Achse verläuft von vorne medial oben durch den Rist nach schräg hinten lateral unten etwa durch die Ferse. Willkürliche Kippungen des unbelasteten Fußes erfolgen ebenfalls etwa um diese Achse. Sie ist nach Debrunner und Inman<sup>7</sup> um rund 42° gegen die Längsachse des Fußes nach oben und etwa 23° nach vorne innen geneigt, mit individuellen Abweichungen von diesen mittleren Werten.

Die durchgeführten Belastungsmessungen beziehen sich auf das gelenkbezogene Achsensystem. Es soll der Schutz durch die Sprunggelenkorthesen getrennt für beide Gelenkachsen erkennbar sein. Gemessen wird deshalb die Winkelbeweglichkeit auf eingeleitete Momente in Pronation / Supination und getrennt davon in Plantarflexion / Dorsalextension beim Tragen der Orthesen und am ungeschützten Sprunggelenk.

Die Messungen der Winkel erfolgen an der Sohle des Meßschuhs, nicht am Skelett des Sprunggelenks. Der Fuß behält relativ zum Schuh immer eine gewisse Restbeweglichkeit, das Fußskelett muß deshalb extreme Winkelbewegungen des Schuhs nicht vollständig mitmachen. Der gemessene Bereich der Winkelbewegungen des Schuhs kann größer sein als der Bewegungsumfang, den der Fuß mitmacht. Diese

<sup>7</sup> Inman, V.T.: The joints of the ankle. Williams & Wilkins, Baltimore 1976

Beweglichkeit des Fußes im Schuh bildet sich in gewissen Eigenschaften der Meßkurven ab und geht deshalb nicht verloren.

## 2. Die untersuchte Sprunggelenkorthese

Untersucht wurde die Orthese **Tarso-Fix® Rückfußstabilisator Größe Medium** (Schuhgröße 39 bis 41) der Fa. **Omnimed**. Bei der Orthese entsteht beim Tragen bereits subjektiv der deutliche Eindruck, daß die Orthese allein, auch ohne Schuh, eine ausgeprägte Stabilisierungswirkung für das Sprunggelenk hat. Da die normale Anwendung aber im Schuh sein wird, wurden in dieser Studie ausschließlich Messungen beim Tragen der Orthese in einem Sportschuh (adidas Torsion Strider C) gemacht.

Zum Vergleich wurde auch die Stabilisierung des Sportschuhs allein gemessen, und bei drei Probanden auch die Stabilisierung einer Standardbandage zur Stabilisierung des Sprunggelenks ( im folgenden Bandage A) und bei einem Probanden die Stabilisierung durch eine Standardorthese (im folgenden als Orthese B) bezeichnet.

Der Hersteller möchte mit seiner Orthese **Tarso-Fix®** beide Sprunggelenke und das Chopart-Gelenk stabilisieren. Deshalb sind insbesondere bei der Messung der Stabilisierung in Plantarflexion / Dorsalextension andere Ergebnisse zu erwarten als bei den Vergleichsprodukten, deren Hersteller das Schwergewicht auf die Stabilisierung der Supination legen. Unterschiede zwischen den Produkten dürfen deshalb nicht voreilig als „Besser-Schlechter“-Wertung interpretiert werden, sondern bilden die unterschiedlichen Indikationsschwerpunkte der Produkte ab. Die Orthese **Tarso-Fix®** tendiert nach den Intentionen des Herstellers in ihrem Anwendungsbereich in Richtung Gipsersatz oder Stabilschuh.

Abb. 2, der Meßschuh, ein Sportschuh adidas Torsion Strider C. Mit seiner Sohlenfläche ist der Schuh auf dem Winkelmeßgerät befestigt. Bei den Messungen werden die Neigungswinkel dieser Plattform aufgenommen. Die in der Studie beschriebenen Auslenkungswinkel Pronation, Supination, Dorsalextension und Plantarflexion beziehen sich also auf die Winkelbewegungen der Sohlenfläche des Schuhs und nicht direkt auf die des Fußskeletts. Der Fuß hat im Schuh eine gewisse Restbeweglichkeit und muß die Bewegungen des Schuhs deshalb nicht vollständig mitmachen.



## 3. Die Meßmethode

Der mechanische Stabilisierungseffekt aller üblichen Stabilisierungshilfen für das Sprunggelenk ist eine Eigenschaft, die sich erst im Zusammenwirken mit dem Fuß ergibt. Deshalb sind beim isolierten Vermessen solcher Produkte nur eingeschränkte

Aussagen bezüglich biomechanischer Kriterien möglich. Die Messungen wurden in einem normalen Sportschuh durchgeführt. Die gesamte Stabilisierung ergibt sich deshalb aus dem Zusammenwirken von Orthese, Fuß und Schuh. Die Summierung der drei Komponenten ist vermutlich nicht einfach linear, was in dieser Studie aber keine größere Rolle spielt. Die Stabilisierung von Fuß und Schuh sind in den Meßreihen dieser Studie unverändert. Deshalb bleibt in einer Meßreihe an einem Probanden die Stabilisierung der Orthesen die einzige variable Größe.

### 3.1. Das Moment-Winkelmeßgerät zur Bestimmung der Winkelbewegungen des Sprunggelenks bei Einleitung äußerer Drehmomente

Zur experimentellen Bestimmung des Stabilisierungseffektes durch Sprunggelenkorthesen oder ähnliche Produkte wurde eine spezielle Vorrichtung entwickelt, die Messungen am Menschen beim Tragen des jeweiligen Produktes ermöglicht<sup>8</sup>. Die Apparatur ist in der Lage, die Stabilisierungswirkung bzgl. der Pronations- / Supinationsrichtung und bezüglich der Plantarflexions- / Dorsalextensionsrichtung getrennt oder in Kombination zu analysieren.

Die nachfolgenden Abbildungen 3a und 3b zeigen die Meßvorrichtung im Einsatz bei der Untersuchung einer Sprunggelenkbandage.



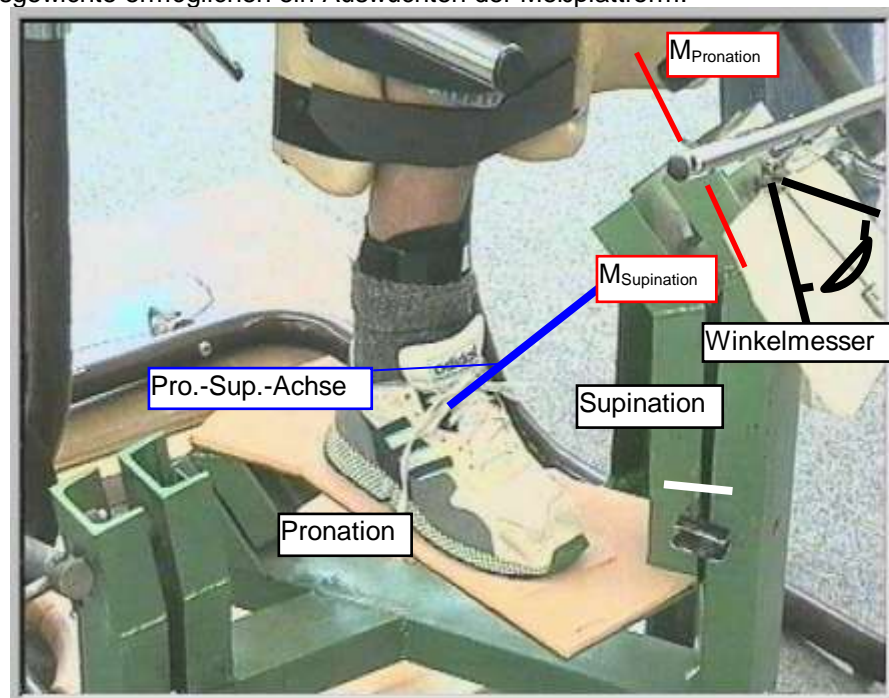
Abb. 3a, das Winkelmeßgerät zur Bestimmung der Auslenkwinkel bei Einleitung bestimmter Drehmomente bzgl. der Sprunggelenkachsen.

Die Mechanik besteht aus zwei kardanisch ineinander beweglichen Profilen. Die beiden Drehachsen sind an den Achsen von unterem und oberem Sprunggelenk orientiert. Auf der Meßplattform ist ein Standard-Meßschuh befestigt. Der Proband trägt eine Sprunggelenkbandage, deren Stabilisierungswirkung analysiert werden soll. Der Unterschenkel der Versuchsperson ist am Positionierungsgestell fixiert. Senkrecht zu den Drehachsen der Apparatur sind Hebel angebracht, über die festgelegte Momente manuell eingeleitet und elektronisch gemessen werden. Über die an den Achsen angebrachten Winkelanzeigen und elektronischen Winkelaufnehmer werden die dadurch bewirkten Auslenkungen

<sup>8</sup> Spezielles Prüfprogramm PPP 41401, Revision 00 / 05.1997, Prüfung von nichtaktiven Medizinprodukten, Stabilisierungsschuhen, Sprunggelenkorthesen.

abgelesen. Die Ausgleichsgewichte ermöglichen ein Auswuchten der Meßplattform.

Abb. 3b, ein Ausschnitt aus Abb. 3a. Schematisch angedeutet sind die Drehachse der Pronations- / Supinationsbewegungen und die Pendelrichtung von Pronation und Supination. Die Plantarflexions- / Dorsalextensionsbewegungen sind hier der Übersichtlichkeit halber nicht eingezeichnet.



Zur Analyse der Stabilisierungseigenschaften einer Stabilisierungshilfe werden definierte Momente auf die beiden Achsen der Apparatur eingeleitet und die dadurch bewirkten Winkelauslenkungen der Plattform analysiert. Über die an den Achsen angebrachten elektronischen Goniometer und Momentaufnehmer lassen sich die Moment-Winkel-Kennlinien aufnehmen. Bei den Messungen lassen die Versuchspersonen ihren Unterschenkel muskulär entspannt, so daß allein die Stabilisierungswirkung der getesteten Orthese, Bandage oder des Schuhs gemessen wird. Die Versuchspersonen verhalten sich völlig passiv und sind letztlich nur deshalb erforderlich, weil jede Stabilisierungshilfe erst im Zusammenwirken mit den anatomischen Strukturen des Fußes und gegebenenfalls mit einem Schuh ihre Funktion voll erfüllen kann. Belastungen des Sprunggelenks induzieren normalerweise eine Aktivierung des Muskelapparates des Unterschenkels, die nicht unerheblich zur Stabilisierung und zum Schutz des Gelenks beiträgt. In den Versuchen sollen die Probanden aber bewußt die Muskulatur entspannt lassen, um die Eigenschaften der Orthese deutlich dominieren zu lassen. Je nach den muskulären Gegebenheiten der Probanden wäre sonst mit sehr unterschiedlichen und schlecht abschätzbaren Einflüssen auf die Meßergebnisse zu rechnen.

Das beispielhafte Diagramm Abb. 4 zeigt für verschiedene Messungen die bei den jeweiligen Momenten erreichten Auslenkwinkel der Plattform für die Pronations- / Supinationsbewegung. **Je flacher eine Kurve verläuft, desto geringer ist der Winkel, den eingebrachte Momente zur Folge haben, d.h., desto stärker ist die Stabilisierungswirkung des Schuhs bzw. der Bandage.**<sup>9</sup> Die gemessene Winkel-

<sup>9</sup> Bei der Größe der Drehmomente, die in den Versuchen eingeleitet wurden, spielen andere Faktoren keine wesentliche Rolle, wie z.B. das Eigengewicht des Fußes und des Schuhs, die ebenfalls ein kleines Moment auf der Meßapparatur erzeugen. Diese Zusatzfaktoren bewirken außerdem praktisch nur eine Verschiebung der Meßkurve. Die eigentliche Größe, die die Stabilität be-



beweglichkeit in Grad/Nm und die Stabilisierungswirkung sind zueinander reziproke Größen.

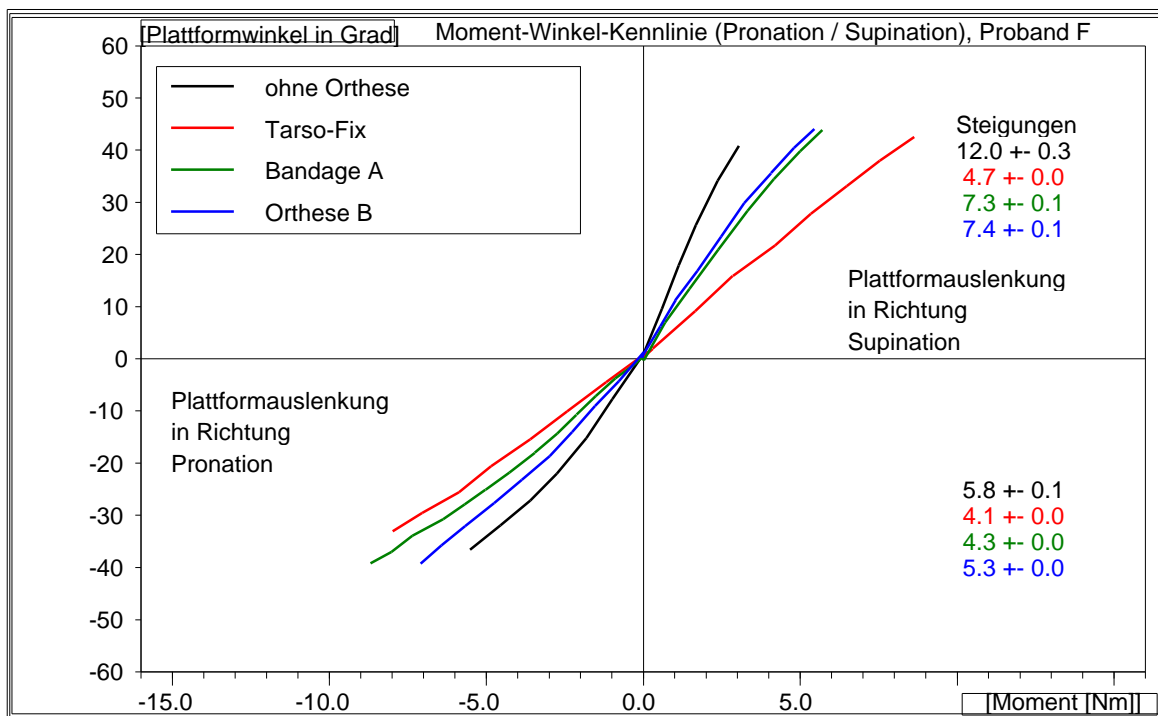


Abb. 4, Moment-Winkel-Kennlinien der Sprunggelenkorthese, einer Vergleichsorthese und einer Vergleichsbandage und der Vergleich mit einem Sportschuh. Momenteinleitung und Bewegungsrichtung zur Pronations- / Supinationsachse. Die Zahlenwerte der Kurvensteigungen in Grad/Nm. Je flacher eine Kurve verläuft, d.h., je kleiner die Steigung ist, desto stärker stabilisiert Die Orthese.

Negative Werte der Momente in Abb. 4 sind in Pronationsrichtung bezüglich der Achsrichtung des unteren Sprunggelenks eingebracht. Negative Werte der Winkel bedeuten eine Pronationsstellung. Zur Messung der Stabilisierung in Pronations- / Supinationsrichtung wurde die Dorsalextensions- / Plantarflexionsachse des Meßgeräts bei 0° blockiert. Zu den gemessenen und dargestellten Kurven werden die Steigungen getrennt für den Pronations- und den Supinationsteil berechnet. Z.B. ist häufig aus medizinischer Sicht gewünscht, daß eine Stabilisierungshilfe Supinationsbewegungen blockiert, d.h. einen Schutz vor dem gefürchteten Supinationsstreß beim „Umknicken“ gewährt, Pronationsbewegungen aber durchaus zuläßt (z.B. nach Außenbandverletzungen).

(Bei den Messungen der Moment-Winkelkennlinien in Dorsalextensions- / Plantarflexionsrichtung bezüglich der Achslage des oberen Sprunggelenks wird die Pronations- / Supinationsachse des Meßgeräts bei 0° blockiert und sonst analog vorgegangen.)

schreibt, die Steigung der Kurve, bleibt erhalten.

Zu Beginn der Messreihen wird eine Leerfahrt der Apparatur aufgenommen, um ein fehlerhaftes Auswuchten des Geräts aus den Daten zu korrigieren. Die in zwei Achsen bewegliche Plattform des Meßgeräts ist so ausgewuchtet, daß ihr Schwerpunkt auf den Achsen liegt, sie also kräfte- und momentfrei in jeder Stellung stabil stehen bleiben sollte. Ein Restfehler dieser Auswuchtung wird in der Leerfahrt bestimmt und in allen weiteren Messungen berücksichtigt.

Zur Bewertung einer Stabilisierungshilfe wird auch der Gesamtverlauf der Meßkurve betrachtet. Bei einer „anti-S“-förmigen Charakteristik (vgl. Abb. 5a) ist die Steigung der Kurve im Zentralbereich geringer als bei größerer Belastung. D.h., bei einem bereits belasteten Gelenk genügt ein geringeres weiteres Moment, um zusätzliche Winkelbewegungen zu bewirken, als in der Normalstellung des Sprunggelenks. Dieses Verhalten ist ungünstig. Besser ist ein linearer oder ein „S“-förmiger Verlauf der Kurven (Abb. 5b), der einen stärkeren Schutz des Sprunggelenks bei besonders hohen Belastungen zeigt, also bei Streßbelastungen wie dem „Umknicken“.

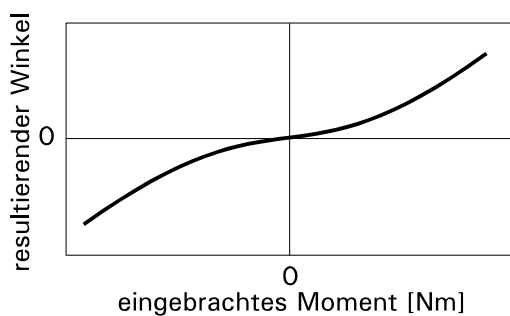


Abb. 5a, ungünstige „anti-S“-förmige Charakteristik der Moment-Winkel-Kennlinie.

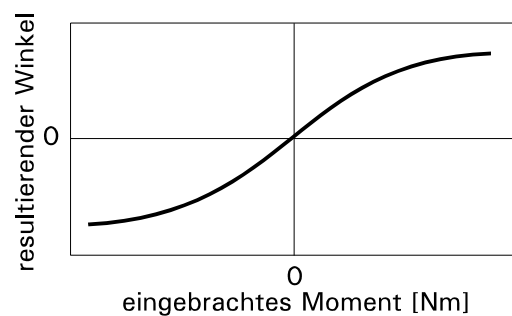


Abb. 5b, „S“-förmige Charakteristik der Moment-Winkel-Kennlinie mit guter Schutzwirkung vor besonders hoher Belastung.

Meist wird man nicht die abstrakten absoluten Zahlenwerte der Messungen direkt beurteilen, sondern die an einer Stabilisierungshilfe erhobenen Meßwerte mit denen einer Standard-Orthese oder eines Standard-Stabilisierungsschuhs vergleichen. Diese Methodik der Eigenschaftsvergleiche mehrerer Produkte innerhalb einer Versuchsserie ist auch deshalb sinnvoll, da notwendigerweise an Versuchspersonen gemessen wird. Wegen der individuellen Fußform und -Eigenschaften des Menschen sind die Ergebnisse an verschiedenen Probanden nicht vollkommen gleich zu erwarten.

Statt nur jeweils den Zweig der Meßkurve mit ansteigendem Moment wiederzugeben, wie in den eben dargestellten Abbildungen 4 und 5, lassen sich auch die kompletten aufgenommenen Bewegungszyklen darstellen. Im Moment-Winkel-Diagramm werden dann zyklische Hystereseschleifen durchlaufen (vgl. Abb. 6).

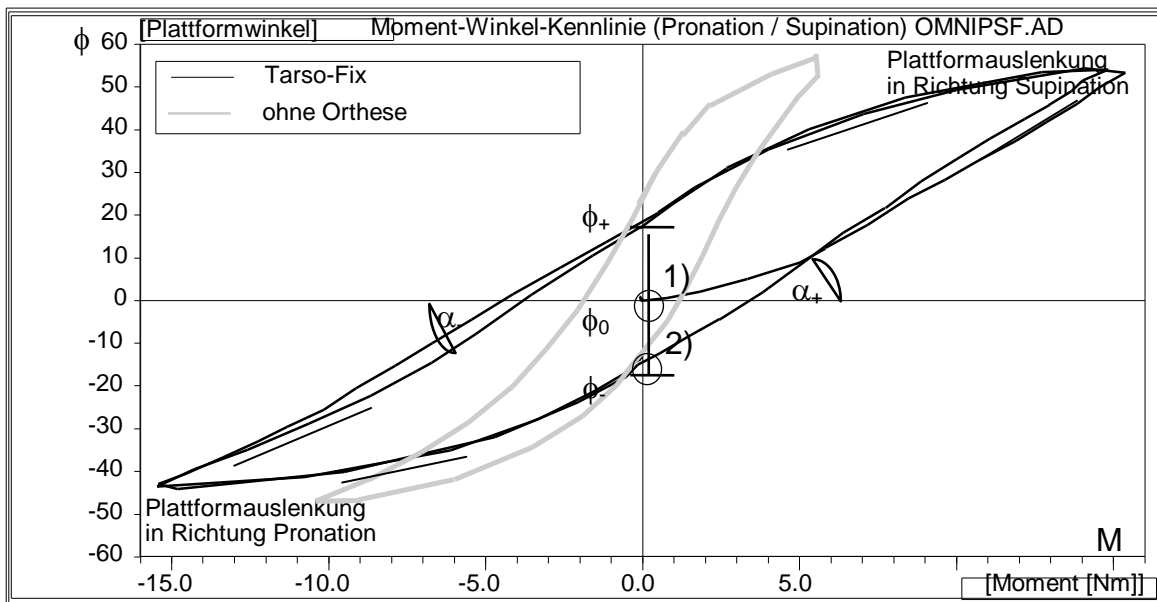


Abb. 6, Moment-Winkel-Kennlinie mit typischen Hystereseigenschaften. Messung des Winkels an der Plattform bzgl. der Pronations-/Supinationsachse des Sprunggelenks, Proband F. Der Meßwert des Winkels wird gegen den Meßwert des eingeleiteten Moments aufgetragen. Die Meßkurve startet bei 1) bei 0 Nm und 0 Grad (Bandagen oder Orthesen bringen den Fuß hier häufig bereits in leichte Pronationsstellung, der Ruhewinkel ist aber auch individuell unterschiedlich). Die Kurve wird zweimal gegen den Uhrzeigersinn durchlaufen und endet bei 2) in deutlicher Pronationsstellung). Der Ausgangspunkt wird, wie typischerweise bei Hysteresekurven, nicht wieder erreicht.  $\phi_+$  und  $\phi_-$  sind die Remanenzwinkel für die beiden momentfreien Fälle  $M = 0$ , je nachdem, ob die Kurve steigend oder fallend durchlaufen wurde, der Nullwinkel  $\phi_0$  ist der Mittelwert aus beiden.  $\tan(\alpha_+)$  und  $\tan(\alpha_-)$  sind die Steigungen der Supinations- und der Pronationsflanke. Zwischen dem ersten und dem zweiten Bewegungszyklus kommt es zu einer geringfügigen Verschiebung durch ein leichtes Verrutschen des Fußes im Schuh. Grau im Hintergrund die gleiche Messung ohne Stabilisierungshilfe.

#### 4. Erläuterungen zu den Meßkurven

Die Messung und Darstellung der Daten erfolgt wie in Kapitel 3 beschrieben. In diesem Kapitel 4. werden zunächst die erhaltenen Meßkurven an einem Beispiel einer Einzelmessung ausführlicher beschrieben. Im Kapitel 6. werden dann alle Meßergebnisse wiedergegeben und interpretiert.

Die Beschreibung der Moment-Winkel-Diagramme an dem bereits in Kapitel 3 abgebildeten Beispiel einer Einzelmessung. Zunächst werden in Abb. 7 die Meßdaten von eingeleitetem Moment und resultierendem Winkel über die gesamte Meßzeit gezeigt:

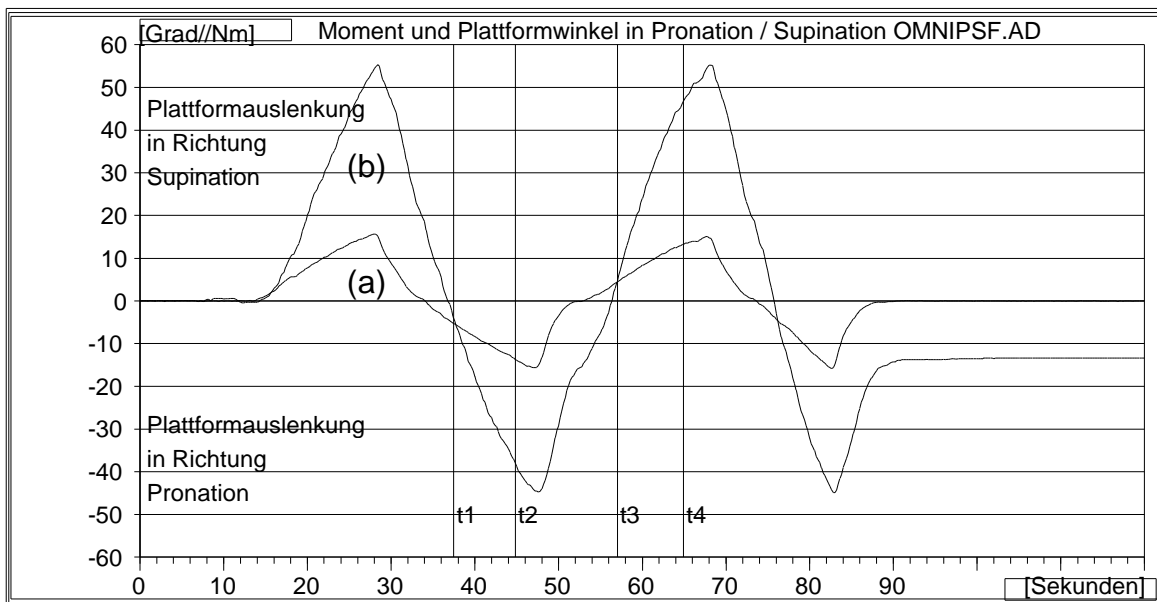


Abb. 7, Messung des bzgl. der Achslage des unteren Sprunggelenks eingeleiteten Pronations- / Supinationsmoments (die Kurve (a) mit den niedrigeren Auslenkungen, dargestellt in Nm) und der daraus resultierenden Pronations- / Supinationswinkelbewegung (die Kurve (b) mit den höheren Auslenkungen, in Grad), gemessen am Schuh, Proband F. In der 2 minütigen Meßzeit werden 2 vollständige Bewegungszyklen durchfahren. Die Zeitpunkte  $t_1$  bis  $t_4$  markieren die Bereiche, zwischen denen die Kurvensteigungen bestimmt werden.

Die Kurven in Abb. 7 geben die Messung des bzgl. der Pronations- / Supinationsachse ausgeübten Drehmoments und die Meßwerte des daraus folgenden Pronations- / Supinationswinkels wieder. Zu der Messung wurde die Dorsalextensions- / Plantarflexionsachse am Meßgerät bei  $0^\circ$  blockiert. Ausgehend von der momentfreien Nullstellung wurde ab  $t=15$  Sekunden zuerst ein zunehmendes positives Drehmoment in Richtung Supination eingeleitet und der sich dazu einstellende Drehwinkel zur Pronations- / Supinationsachse gemessen (vgl. dazu insbesondere auch Abb. 3b). Anschließend ab  $t=28$  Sekunden erfolgte die Bewegung zurück und ab ca.  $t=35$  Sekunden hin zu negativen Werten des Moments, entsprechend einer Pronations-Drehung. Die Pronations- und Supinationsbewegungen erfolgten langsam genug, um dynamische Effekte, z.B. den Einfluß der Massenträgheit des Meßgeräts selbst, zu verhindern. Die bei allen Versuchen gleich gewählten Maximalbereiche wurden mit ca.  $-45$  Grad in Pronationsrichtung und  $55$  Grad in Supinationsrichtung festgelegt, also bei jeweils recht hohen Auslenkungen. (Die Winkelbewegungen werden an der Meßplattform eingestellt und gemessenen. Das Sprunggelenk im Schuh muß diese Bewegungen nicht vollständig mitmachen, weil der Schuh sich unter dieser Belastung im Gelenkbereich deformiert und der Fuß im Schuh und mit dem Schuh eine gewisse Restbeweglichkeit hat. Ein gesundes Sprunggelenk ist gar nicht in der Lage, eine Pronationsbewegung von über  $40^\circ$  ohne Beschädigung auszuführen.) Bei den hohen Winkelauslenkungen wird der Bereich erreicht, bei dem eine Gefährdung des Bandapparates beginnen kann, zumal bei sehr schnellen und deshalb unkontrollierten Bewegungen. Im normalen Sportgeschehen werden so hohe Winkelauslenkungen eher die Ausnahme sein. Das maximal zulässige Drehmoment wurde im Versuchsaufbau zu  $16$  Nm gewählt. Wird dieser Grenzwert erreicht, wird die Winkelbewegung vor Erreichen des zulässigen Winkelmaximums

abgebrochen und umgekehrt. (Diese 16 Nm erreichen allerdings nicht in voller Stärke Schuh, Orthese und Sprunggelenk. Die Verluste in der Apparatur werden zu Beginn in einer „Nullfahrt“ gemessen und aus allen Messungen korrigiert.)

Selbstverständlich kann der Proband auch selbst jederzeit die Gelenkauslenkung abbrechen. Ebenso wurde auf eine motorgetriebene Auslenkung der Plattform bereits bei der Entwicklung des Meßgeräts ganz bewußt verzichtet, um keine Gefährdung der Probanden zu riskieren, obwohl sich dadurch die Auswertung der Daten wesentlich erleichtert hätte.

Eine unmittelbare Auswertung der beiden dargestellten, zeitabhängigen Kurven aus Abb. 7 macht natürlich noch keinen Sinn. Die Kurvensteigungen sind hier abhängig von der manuell gewählten und der damit willkürlich beeinflussten Bewegungsgeschwindigkeit. Statt dessen wird wie in der folgenden Abb. 8 ein gemessener Parameter gegen den anderen aufgetragen, der gemessene Gelenkwinkel gegen das gemessene eingeleitete Moment. Diese Darstellung ist als Folge zeitunabhängig, die willkürlichen Einflüsse infolge der manuellen Bedienung der Apparatur werden aus den Daten eliminiert.

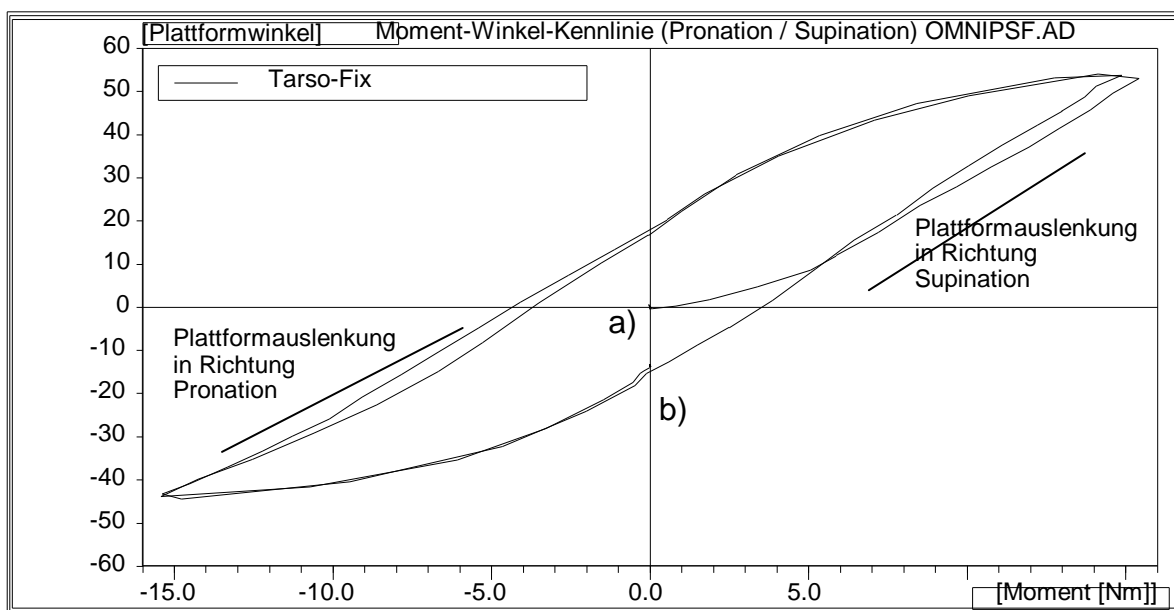


Abb. 8, Moment-Winkel-Kennlinie der Daten aus Abb. 7. Der Meßwert des Winkels wird gegen den Meßwert des eingeleiteten Moments aufgetragen. Die Kurve zeigt typische Hystereseigenschaften. Die Pfeile deuten die Richtung der über den Zeitverlauf gewonnenen Daten an. Die Meßkurve startet bei a) und endet bei b).

Die Meßkurve startet bei a) bei 0 Nm und 0 Grad, die Kurve (eine Hysteresechleife) wird zweimal gegen den Uhrzeigersinn durchlaufen und endet bei b) wieder etwa bei 0 Nm, aber bei -15 Grad, also deutlicher Pronationsstellung. Der Ausgangspunkt wird, wie typischerweise bei Hysteresekurven, nicht wieder erreicht.

In einem weiteren Schritt kann von der Meßkurve der untersuchten Sprunggelenkstütze diejenige Meßkurve abgezogen werden, die ohne Anwendung einer Stabilisierungshilfe aufgenommen wurde. Fuß und Schuh tragen einen Teil des eingeleiteten Moments, den Rest die Stabilisierungshilfe. Das Verfahren dazu ist allerdings sehr aufwendig. Weil dabei für den Vergleich der verschiedenen Produkte kaum weitere Erkenntnisse zu erwarten sind, wird in dieser Studie darauf verzichtet.

## 5. Ein Vergleich der Eigenschaften des Sprunggelenks der vier Probanden

Die Messungen der Studie wurden an vier Versuchspersonen durchgeführt. Die Probanden haben gesunde unauffällige Sprunggelenke ohne Vorschädigungen. Die Meßkurven der Sprunggelenkbeweglichkeiten lassen dennoch deutliche interindividuelle Unterschiede erkennen, die auf den Besonderheiten der Sprunggelenke beruhen. Manche Erkenntnisse ergeben sich gerade aus der individuellen Verschiedenheit der Sprunggelenke<sup>10</sup>. Die folgende Graphik Abb. 9a vergleicht die Moment-Winkel-Kennlinien der Probanden, gemessen jeweils im Sportschuh, ohne Anwendung einer Orthese:

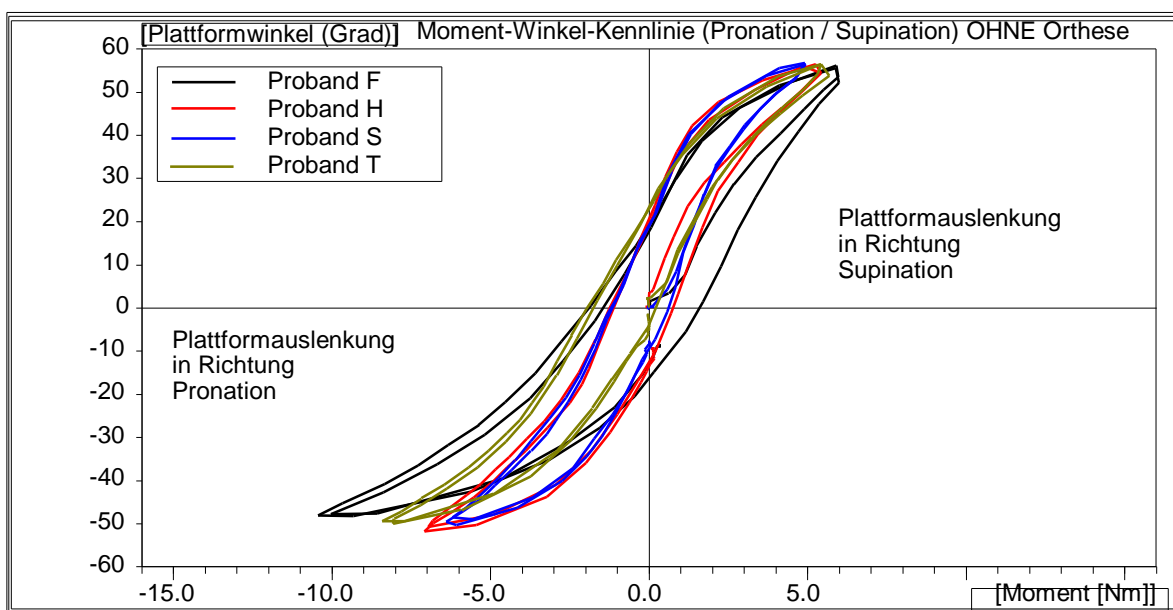


Abb. 9a, Moment-Winkel-Kennlinien der Pronations- / Supinationsbewegungen der Probanden, Messung jeweils im Schuh, ohne Orthese.

<sup>10</sup> Bereits in einer früheren Studie, die an verschiedenen Sprunggelenkbandagen mit 10 Probanden durchgeführt wurde, konnte gezeigt werden, daß Sprunggelenkbandagen bei hoher natürlicher oder verletzungsbedingter Überbeweglichkeit in Supination die Beweglichkeit besonders effektiv reduzierten. Dabei wurden teilweise Werte wie bei ungeschädigten Probanden mit stabilem Gelenk erreicht. Die untersuchten Bandagen waren offenbar in der Lage, ein Defizit an Stabilisierungsfähigkeit des äußeren Bandapparats auszugleichen. An den Probanden mit normalem Sprunggelenk war die Wirkung deutlich geringer.

Die Kennlinien der 4 Probanden sind in Pronation / Supination recht ähnlich. Die auffälligsten Unterschiede liegen im Pronationszweig der Kurven. Hier hat Proband F die geringste Beweglichkeit, gefolgt von Proband T und den anderen beiden Versuchspersonen.

Die entsprechenden Kurven bzgl. der Dorsalextension / Plantarflexion zeigen ebenfalls charakteristische individuelle Unterschiede (Abb. 9b):

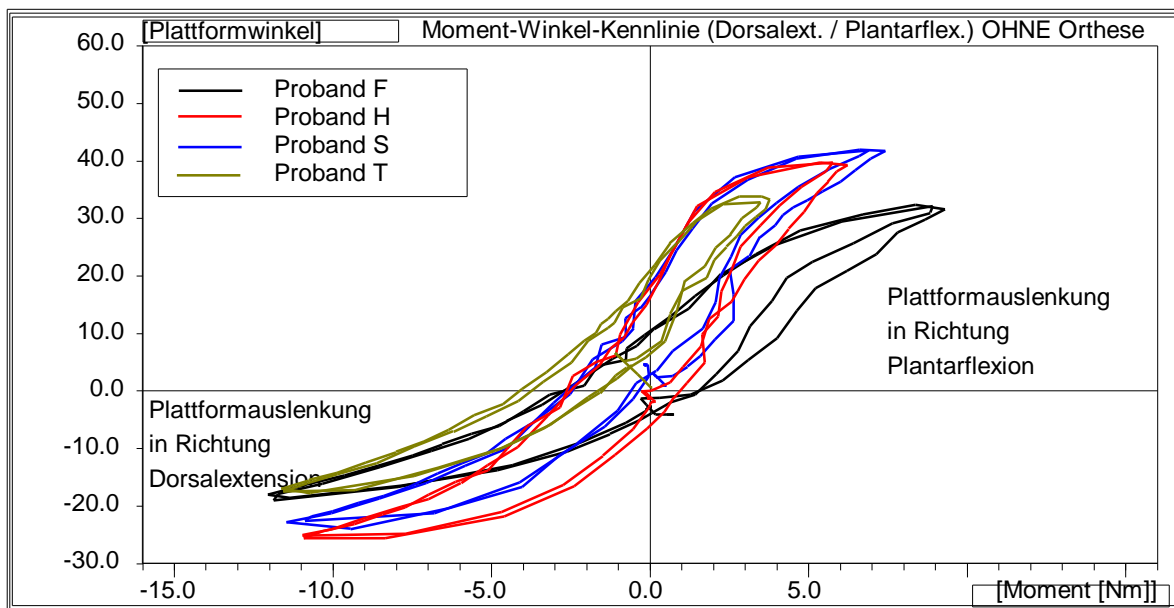


Abb. 9b, entsprechend Abb. 9a, Moment-Winkel-Kennlinien der Dorsalextensions- / Plantarflexionsbewegungen der Probanden, Messung jeweils im Schuh, ohne Orthese.

Die geringste Beweglichkeit hat wieder Proband F, sowohl in Dorsalextension als auch in Plantarflexion, gefolgt von Proband T.

Sowohl die Hystereseschleifen in Pronation / Supination (Abb. 9a) als auch die in Dorsalextension / Plantarflexion (Abb. 9b) zeigen außerdem individuelle Verschiebungen in der Vertikalen. Die unbelasteten Sprunggelenke haben unterschiedliche Nullstellungen, d.h. der entspannte Fuß tendiert in unterschiedlichem Maße in eine Spitzfußhaltung. Die Messung dieses Nullwinkels kann allerdings stärker fehlerbehaftet sein, als die Messung der anderen untersuchten Parameter wie Kurvensteigung und Hysteresefläche. Beim Nullwinkel haben weitere individuelle Größen wie die Masse und Massenverteilung des Unterschenkels einen Einfluß (vgl. Fußnote 9, Seite 9).

## 6. Die Meßergebnisse der Stabilisierungswirkung der untersuchten Orthese

In diesem Kapitel werden alle Messungen an den vier Probanden nacheinander wiedergegeben.

## Proband F

Die erste Graphik Fa gibt die Meßkurven aller Sprunggelenkstützen, die an diesem Probanden untersucht wurden, wieder, aber jeweils nur einen Ausschnitt aus der gesamten Messung, einen vollständigen Bewegungszyklus. Der initiale Anstieg zum ersten Maximum wird ebenfalls fortgelassen.

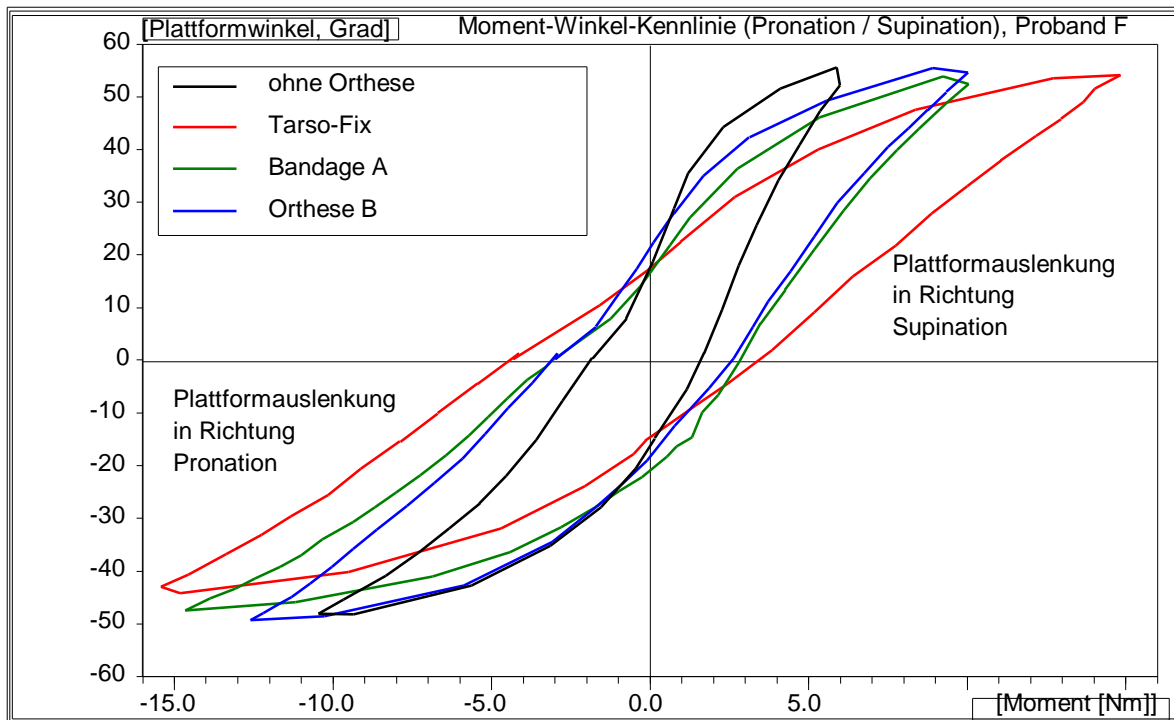


Abb. Fa, Moment-Winkel-Kennlinien der Pronations- / Supinationsbewegungen der am Probanden F getesteten Orthesen und Bandagen.

Die Kurve, die ohne Orthese, nur mit dem Meßschuh, aufgenommen wurde, hat die größte Steigung. D.h. zur Winkelausslenkung zur Pronations- / Supinationsachse ist ein viel geringeres Moment erforderlich. Am größten ist diese Steilheit der Kurve im Supinationsbereich. Ein weiterer wesentlicher Unterschied ist die in Momentrichtung geringere Breite der Schleife. Wird ein eingeleitetes Belastungsmoment wieder abgestellt, stellt sich das Gelenk leichter in die Ausgangsstellung zurück, als beim Tragen der Orthesen und Bandagen. Bei diesen tendiert das Gelenk dazu, in der ausgelenkten Stellung zu bleiben. Die Breite der Hystereseschleife gibt die Reibungsverluste beim Bewegen von Schuh, Orthese und Fuß gegeneinander wieder. Eine breitere Kurve bedeutet daher auch mehr Bewegung des Fußes relativ zum Schuh.

Die Messungen zeigen eine (im Mittel der beiden Moment-Nulldurchgänge) verschieden stark nach unten, d.h. zu mehr oder weniger starker Pronationsstellung verschobene Kurve. Bei unbelastetem Gelenk befindet sich der Fuß also nicht in genau 0-Grad-Stellung, sondern in leichter Pronation. Mit der Bandage A ist diese



Pronationshaltung in Abb. Fa am deutlichsten (aber: die Messung dieses Nullwinkels kann stärker fehlerbehaftet sein, vgl. Fußnote 9, Seite 9).

Eine wesentliche Kenngröße der untersuchten Orthesen ist die Steigung der Kurven, also die Stabilisierungswirkung, d.h., wieviel Winkelgrade Neigung läßt die Stabilisierungshilfe pro eingeleitetem Moment in Nm (Newtonmeter) zu. Je flacher eine Kurve verläuft, desto geringer ist der Winkel, den eingebrachte Momente zur Folge haben und desto stärker ist die Stabilisierungswirkung.

Die nächste Darstellung Abb. Fb beinhaltet nur noch die Anstiegsflanken der Hystereseschleifen, deren Ausgangspunkt (Winkel null Grad) in den Nullpunkt verschoben wurde:

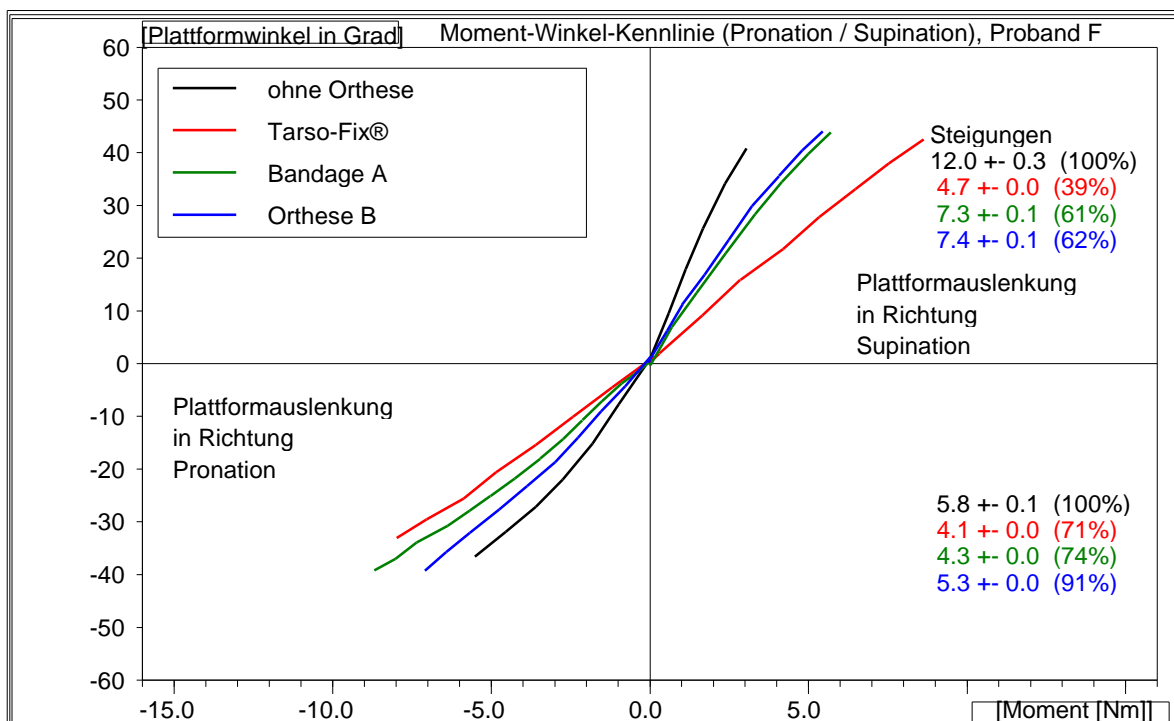


Abb. Fb, Moment-Winkel-Kennlinie der am Probanden F untersuchten Bandagen wie in Abb. 9a, nur die Anstiegsflanken.

Die Zahlen rechts geben die mittleren Kurvensteigungen in den Anstiegsflanken bei zunehmender Pronations- bzw. zunehmender Supinations-Winkelauslenkung, in Grad pro Nm an. Die leichte S-förmige Krümmung der Meßkurve wird bei dieser Betrachtung zunächst vernachlässigt. Die Prozentangaben in Klammern bedeuten eine Reduzierung der Beweglichkeit im Vergleich zum ungeschützten Gelenk auf die genannten Prozent. Ein Beispiel: die Zahl 39 % heißt, die Orthese Tarso Fix® läßt bei dieser Versuchsperson in Supination nur noch 39 % der ursprünglichen Winkelbewegung des ungeschützten Gelenks bei gleichem eingeleitetem Moment zu.

Die folgende Tabelle F1 gibt die mit dem Probanden F gemessenen Steigungen an der Kurven wieder. Es werden wie in Abb. Fb jeweils zwei Zahlenwerte ermittelt, die mittlere Steigung des Pronationszweigs ab 10% der Vollausslenkung bis 85% der Vollausslenkung und die mittlere Steigung des Supinationszweigs zwischen 10% und

85% Vollausslenkung. Die Begrenzungen schließen den Bereich sehr kleiner Momente um die Ruhelage aus, in dem die Meßfehler am größten sein können. Die leichte S-förmige Krümmung der Meßkurve wird bei dieser Betrachtung vernachlässigt<sup>11</sup>.

**Tabelle F1**

Proband F	Pronation/Supination (Kurvensteigungen a in Grad/Nm)					
	a (Pronation)	± <sup>12</sup>	% <sup>o)</sup>	a (Supination)	±	% <sup>o)</sup>
Orthese ohne	5.76	0.13	100	11.95	0.25	100
Tarso-Fix	4.09	0.02	71	4.71	0.02	39
Bandage A	4.31	0.04	75	7.29	0.07	61
Orthese B	5.30	0.03	92	7.40	0.08	62

<sup>o)</sup> Abnahme der Winkelbeweglichkeit auf ... % im Vergleich zu 'ohne Orthese'.

Der Wert der Kurvensteigung a gibt die Größe der Winkelbewegungen in Grad/Nm auf eingeleitete Momente wieder. Die Prozentangaben bedeuten eine Reduzierung der Beweglichkeit im Vergleich zum ungeschützten Sprunggelenk auf die genannten Prozent. Ein Beispiel: die Zahl 39 % in der Tabelle F1 heißt, die Orthese **Tarso-Fix®** läßt bei dieser Versuchsperson in Supination nur noch 39 % der Winkelbewegung des ungeschützten Gelenks bei gleichem eingeleitetem Moment zu. Je kleiner die Prozentzahl ist, desto geringer wird die Winkelbeweglichkeit und entsprechend größer ist die Stabilisierungswirkung der Orthese.

Die Moment-Winkel-Kennlinie des Sportschuhs ohne Orthese weicht erwartungsgemäß deutlich von den anderen Meßkurven ab, insbesondere in Supination. Der Sportschuh ist nicht zur besonderen Unterstützung des Sprunggelenks konzipiert. Die Meßkurven an den untersuchten Orthesen und der Bandage liegen vor allem im Supinationsbereich ebenfalls deutlich auseinander. Die Orthese **Tarso-Fix®** reduziert die Supinationsbeweglichkeit mit weitem Abstand am deutlichsten.

Aus der Hystereseschleife Abb. F1 können zwei weitere interessante Parameter gewonnen werden, die Nullage des Pronations- / Supinationswinkels, in der die Orthese das Sprunggelenk hält und die von der Nullage des ungeschützten Gelenks ab-

<sup>11</sup> Diese S-Krümmung ist aber durchaus von Bedeutung: Eine Bandage mit einer stärkeren S-Krümmung bietet, wie in Kap. 3 erwähnt, einen stärkeren Schutz des Sprunggelenks bei besonders hohen Belastungen, also bei Streßbelastungen wie dem „Umknicken“ und mehr Bewegungsfreiheit bei geringeren Auslenkungen des Gelenks. Hier kommt die Schutzfunktion der Bandage in den Vordergrund.

Das Ausmaß der Krümmung hängt natürlich von der willkürlichen Wahl des Winkelbewegungsausmaßes ab. Schuh und Gelenk selbst haben einen Grenzwert, oberhalb dessen der Widerstand gegen die weitere Verdrehung rapide wächst. Dies ist einer der Gründe, warum in dieser Studie auf diese Eigenschaften nicht eingegangen wird. Eine detaillierte Analyse würde den Rahmen der Studie sprengen.

<sup>12</sup> Als Fehler der Kurvensteigung wurde die Differenz der Steigungen der beiden folgenden Meßwertgeraden interpretiert:

$$y = a \cdot x + b \quad (a) \qquad y' = a' \cdot x' + b' \quad (b)$$

In (a) wird der gemessene Winkel (y) als abhängige Variable des Meßwerts Moment (x) interpretiert, in (b) umgekehrt der Meßwert des Moments (y') als abhängige Variable des Meßwerts Winkel (x'). Dies ist deshalb sinnvoll, weil beide Parameter Meßwerte sind, die fehlerbehaftet sind und, zwar gleichzeitig, aber unabhängig voneinander gemessen werden. Der Fehler der Steigungen ist dann:

$$\Delta a = \left| a - \frac{1}{a'} \right| \quad (a) \qquad \Delta a' = \left| a' - \frac{1}{a} \right| \quad (b)$$

weichen kann und die Fläche der Hystereseschleife, also der Energieverlust bei einem Bewegungszyklus, z.B. durch Reibung in der Orthese oder zwischen Orthese und Schuh.

**Tabelle F2**

Probant F Orthese	Pronation / Supination (Winkel in Grad, E in Joule)		
	Nullwinkel <sup>1)</sup>	Hysteresefläche (Energieverbrauch E) <sup>2)</sup>	
ohne	0.3	-5.0	100%
Tarso Fix ®	-0.5	-11.2	224%
Bandage A	-5.1	-8.9	178%
Orthese B	2.6	-9.2	184%

- <sup>1)</sup> Negative Winkelwerte bedeuten Pronationsstellung, positive Supination. Die Messung dieses Nullwinkels kann allerdings stärker fehlerbehaftet sein, als die Messung der anderen untersuchten Parameter wie Kurvensteigung und Hysteresefläche. Dieser Winkel muß deshalb zurückhaltend interpretiert werden. Beim Nullwinkel haben weitere individuelle Größen wie die Masse und Massenverteilung des Unterschenkels und der Orthese einen Einfluß (vgl. Fußnote 9, Seite 9).
- <sup>2)</sup> für einen geschlossenen Zyklus

Der aus dem Mittel der Remanenzwinkel bestimmte Nullwinkel ist bei den Orthesen verschieden. Die Fläche der Hystereseschleifen wird bei Anwendung der Orthesen etwa verdoppelt. Entsprechend verdoppelt sich der Energieverbrauch, der bei der Durchführung eines Bewegungszyklus aufgewendet werden muß.

Die Beschreibung und Interpretation der entsprechenden Diagramme zur Dorsalexensions- / Plantarflexionsbewegung ist analog zu verstehen. In der gewöhnlichen Anwendung wird eine Stabilisierung des oberen Sprunggelenks allerdings weniger häufig gewünscht werden. Die Graphik F3 mit je einer geschlossenen Hystereseschleife:

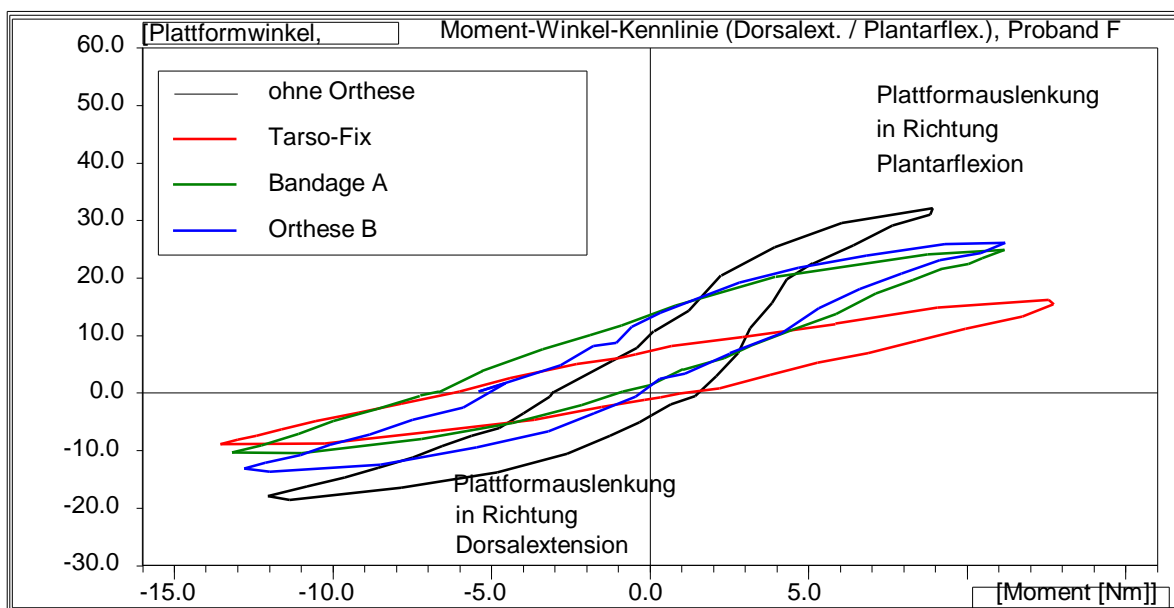


Abb. Fc, Moment-Winkel-Kennlinie aller am Probanden F gemessenen Daten, wie Abb. Fa, hier aber in Plantarflexion / Dorsalextension.

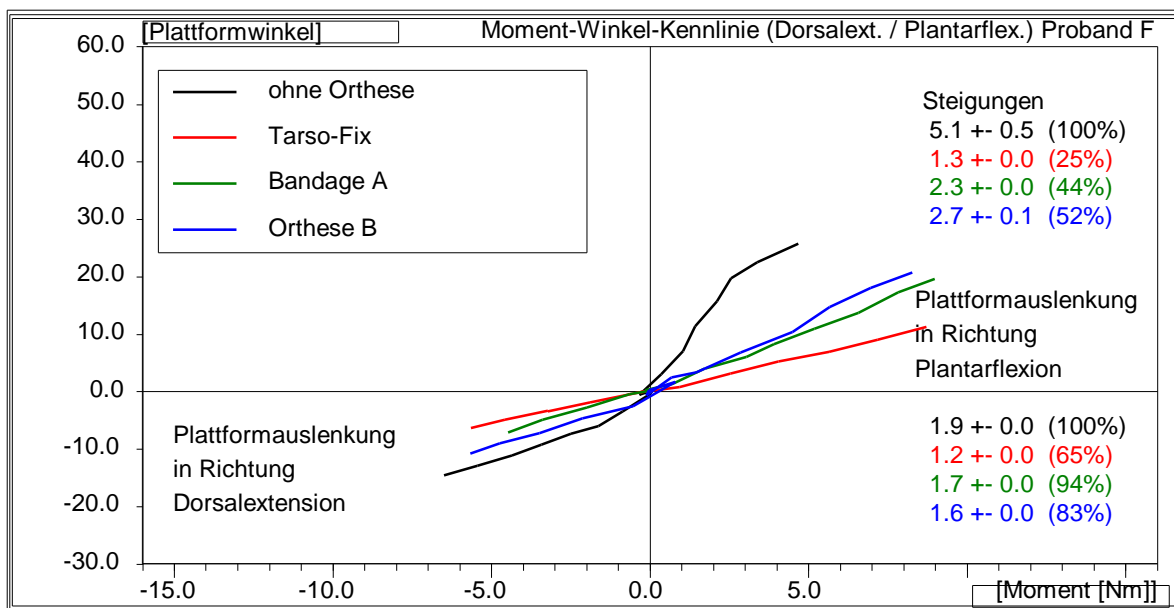


Abb. Fd, Moment-Winkel-Kennlinie der am Probanden F untersuchten Bandagen wie in Abb. Fc, aber nur die Anstiegsflanken.

Die Zahlen rechts geben die mittleren Kurvensteigungen in den Anstiegsflanken bei zunehmender Plantarflexions- bzw. zunehmender Dorsalextensions-Winkelauslenkung, in Grad pro Nm an. Die Prozentangaben in Klammern bedeuten eine Reduzierung der Beweglichkeit im Vergleich zum unge-schützten Gelenk auf die genannten Prozent.

Die wichtigsten Zahlenwerte wieder zusammengefaßt in der zugehörigen Tabelle F3 und Tabelle F4:

**Tabelle F3**

Proband F	Dorsalextension / Plantarflexion (Kurvensteigungen a in Grad/Nm)					
	a (Dorsal.Ext.)	±	% <sup>1)</sup>	a (Plant.Flex.)	±	% <sup>1)</sup>
<b>ohne</b>	1.87	0.03	100	5.15	0.48	100
<b>Tarso-Fix</b>	1.21	0.02	65	1.27	0.01	25
<b>Bandage A</b>	1.75	0.05	94	2.25	0.02	44
<b>Orthese B</b>	1.56	0.03	83	2.68	0.07	52

<sup>1)</sup> Abnahme der Winkelbeweglichkeit auf ... % im Vergleich zu 'ohne Bandage'.

**Tabelle F4**

Proband F	Dorsalextension / Plantarflexion (Winkel in Grad, E in Joule)		
	Nullwinkel <sup>1)</sup>	Hysteresefläche (Energieverlust E)	
<b>ohne Orthese</b>	5.9	-3.1	100%
<b>Tarso-Fix</b>	5.7	-2.7	87%
<b>Bandage A</b>	13.0	-3.8	123%
<b>Orthese B</b>	12.6	-3.6	116%

<sup>1)</sup> Negative Winkelwerte bedeuten Dorsalextensions-, positive Plantarflexionsstellung.

Eine auffällig starke Reduzierung der Winkelbeweglichkeit zeigt die **Tarso-Fix®**, sowohl in Dorsalextension, als auch ganz besonders in Plantarflexion. Die andere

Orthese B und die Bandage A lassen diese Bewegungsachse weniger stark eingeschränkt. Ursache ist sicherlich die harte Fersenschale der **Tarso-Fix®** kombiniert mit dem zusätzlichen um das Sprunggelenk gewickelte Stabilisierungsband.

Zu den anderen drei Probanden werden nur kurz die Graphiken und Tabellen wiedergegeben. Eine Zusammenfassung aller Meßdaten der vier Probanden folgt dann in Kapitel 7.

## Proband H

Moment-Winkel-Kennlinien in Pronation / Supination:

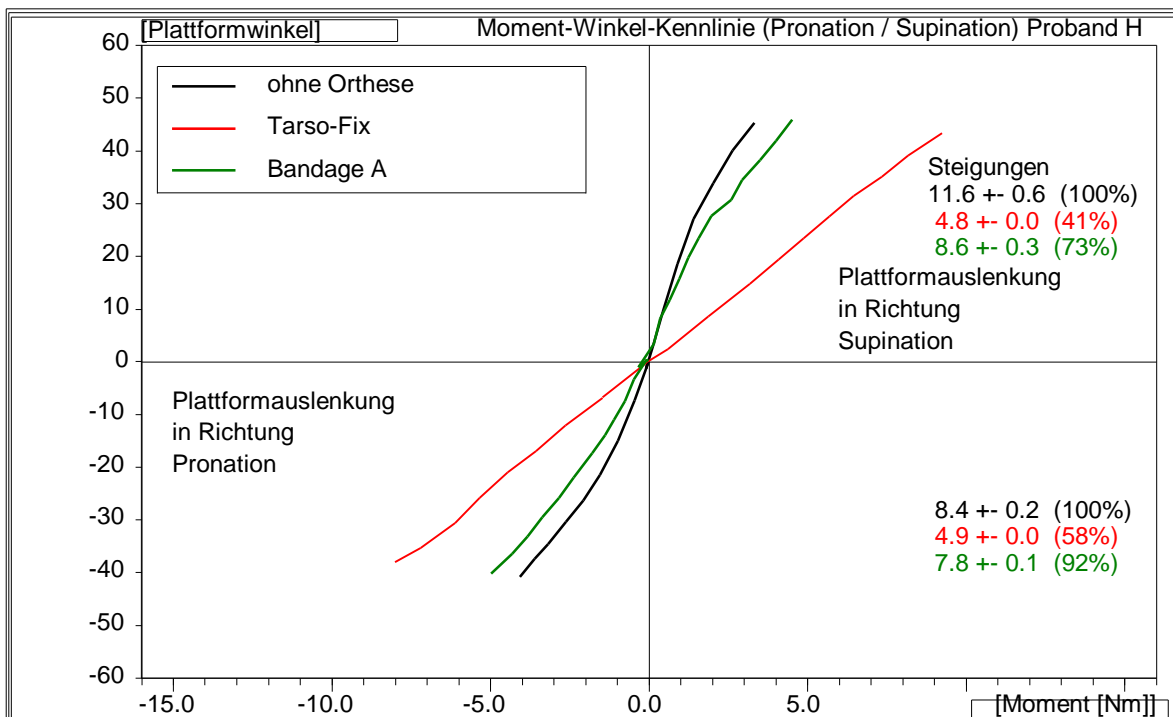
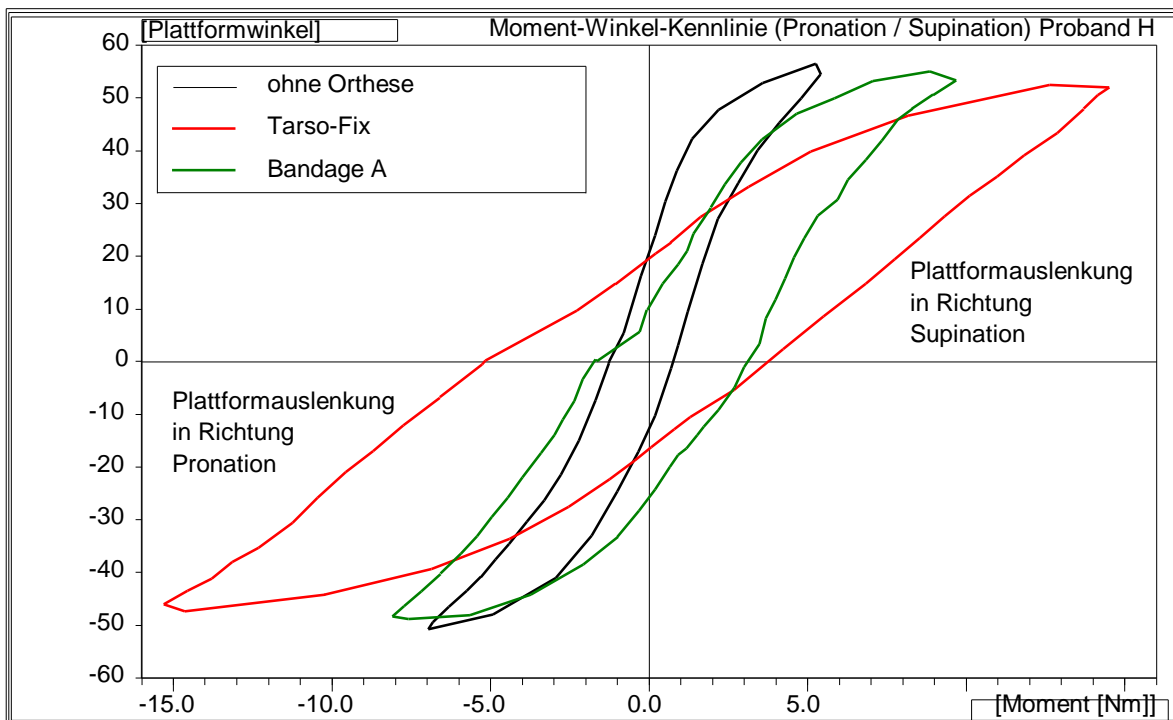


Abb. Ha und Hb, Moment-Winkel-Kennlinien der Pronations- / Supinationsbewegungen der am Probanden H getesteten Orthese Tarso Fix und Bandage A. Unten: nur die Anstiegsflanken.

Moment-Winkel-Kennlinien in Dorsalextension / Plantarflexion:

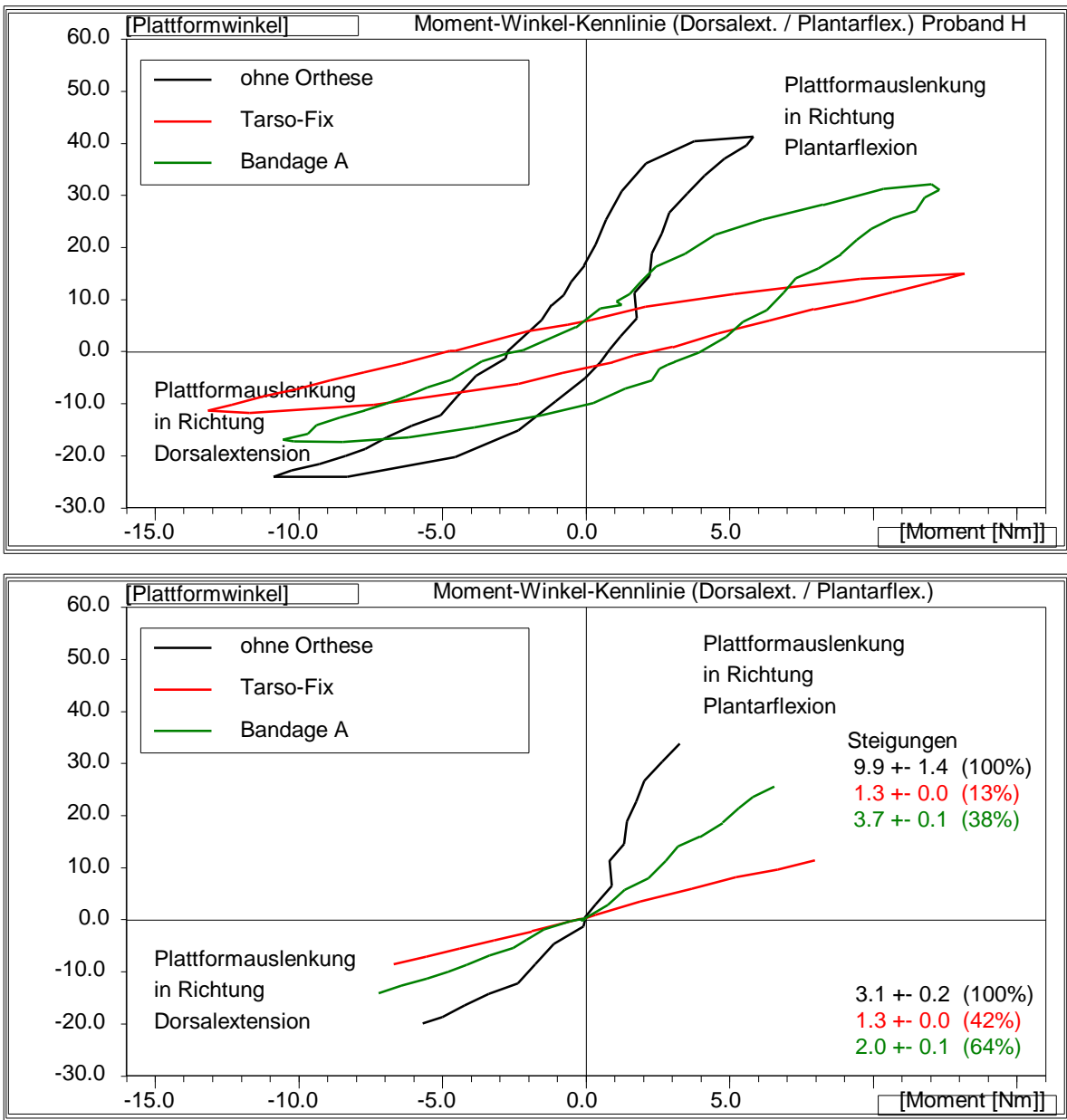


Abb. Hc und Hd, Moment-Winkel-Kennlinien der Dorsalextensions- / Plantarflexionsbewegungen der am Probanden H getesteten Orthese Tarso Fix und Bandage A. Unten: nur die Anstiegsflanken.

**Tabelle H1**

Proband H	Pronation/Supination (Kurvensteigungen a in Grad/Nm)					
	a (Pronation)	±	% <sup>1)</sup>	a (Supination)	±	% <sup>1)</sup>
Orthese ohne	8.39	0.22	100	11.64	0.58	100
Tarso-Fix	4.88	0.03	58	4.77	0.02	41
Bandage A	7.75	0.14	93	8.60	0.31	74

<sup>1)</sup> Abnahme der Winkelbeweglichkeit auf ... % im Vergleich zu 'ohne Bandage'.

**Tabelle H2**

Proband H	Pronation / Supination (Winkel in Grad, E in Joule)		
	Nullwinkel <sup>1)</sup>	Hysteresefläche (Energieverbrauch E) <sup>2)</sup>	
Orthese ohne	12.0	-3.5	100%
Tarso Fix ®	2.2	-13.1	374%
Bandage A	-5.8	-7.0	200%

<sup>1)</sup> Negative Winkelwerte bedeuten Pronationsstellung, positive Supination.

<sup>2)</sup> für einen geschlossenen Zyklus

**Tabelle H3**

Proband H	Dorsalextension / Plantarflexion (Kurvensteigungen a in Grad/Nm)					
	a (Dorsalext.)	±	% <sup>1)</sup>	a (Plantarflexion)	±	% <sup>1)</sup>
Orthese ohne	3.12	0.20	100	9.89	1.44	100
Tarso-Fix	1.31	0.01	42	1.30	0.01	13
Bandage A	2.00	0.06	64	3.71	0.12	38

<sup>1)</sup> Abnahme der Winkelbeweglichkeit auf ... % im Vergleich zu 'ohne Bandage'.

**Tabelle H4**

Proband H	Dorsalextension / Plantarflexion (Winkel in Grad, E in Joule)		
	Nullwinkel <sup>1)</sup>	Hysteresefläche (Energieverlust E)	
Orthese ohne	12.2	-3.5	100%
Tarso-Fix	2.3	-3.0	86%
Bandage A	-2.9	-4.3	123%

<sup>1)</sup> Negative Winkelwerte bedeuten Dorsalextensions-, positive Plantarflexionsstellung.



**Proband S**

Moment-Winkel-Kennlinien in Pronation / Supination:

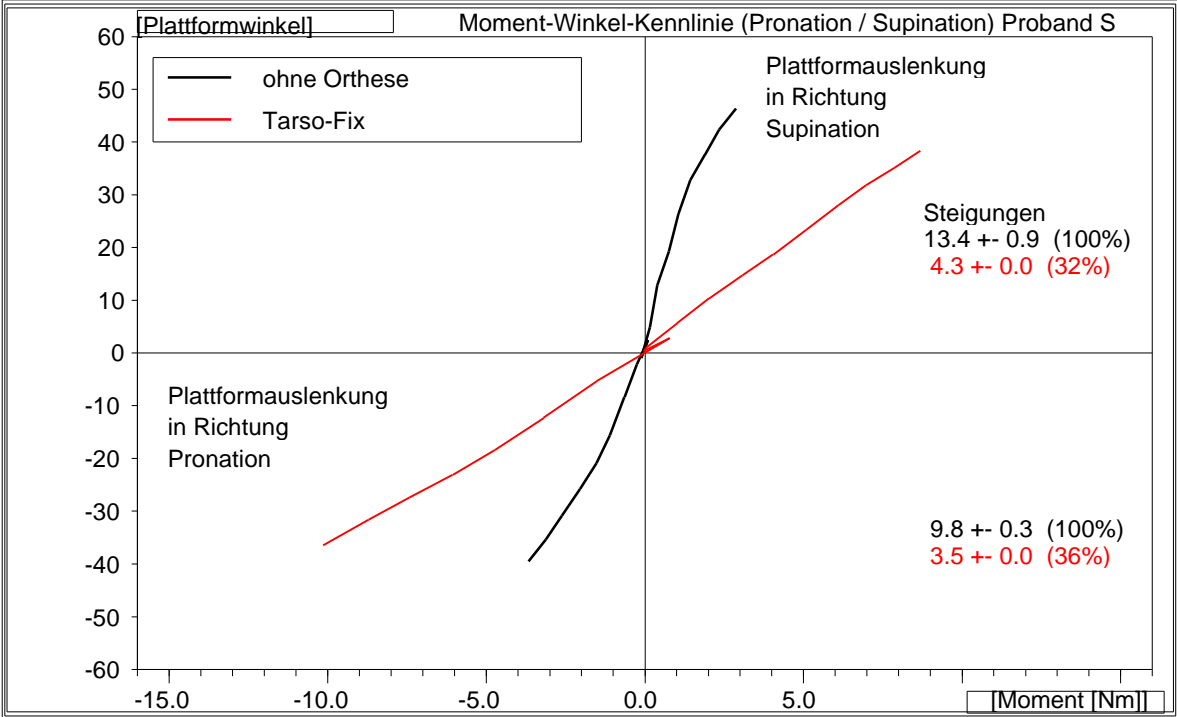
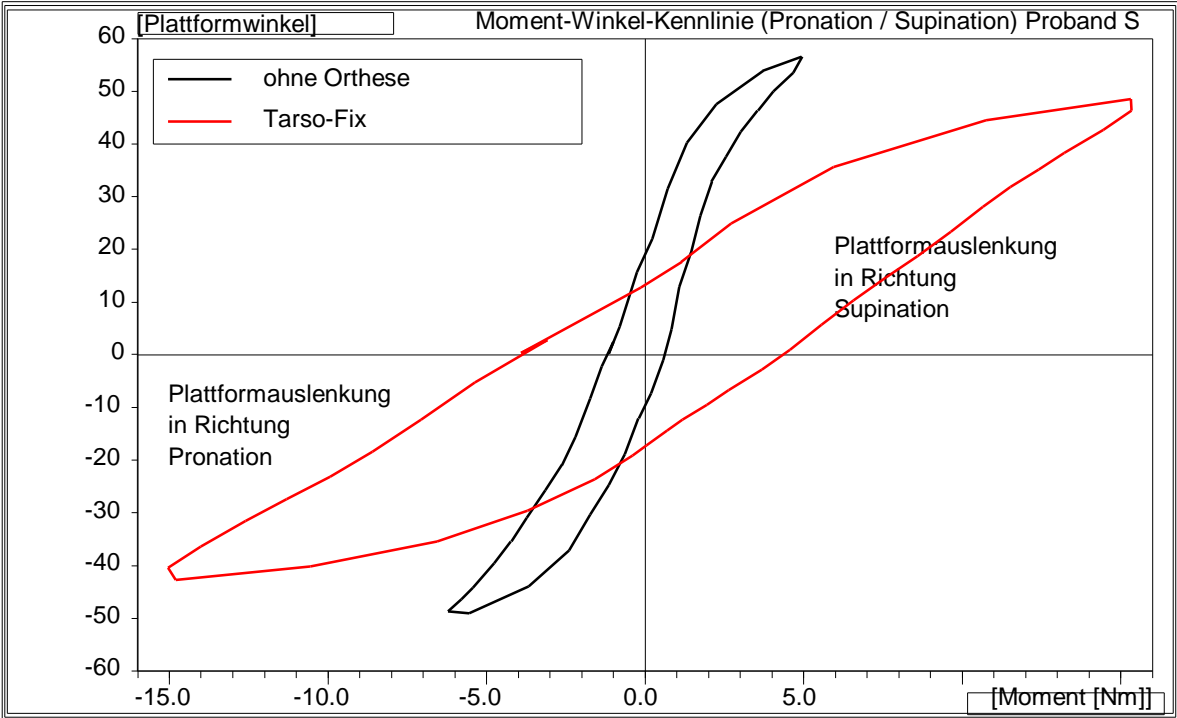


Abb. Sa und Sb, Moment-Winkel-Kennlinien der Pronations- / Supinationsbewegungen der am Probanden S getesteten Orthese Tarso Fix im Vergleich zur Messung am ungeschützten Gelenk. Unten: nur die Anstiegsflanken.

Moment-Winkel-Kennlinien in Dorsalextension / Plantarflexion:

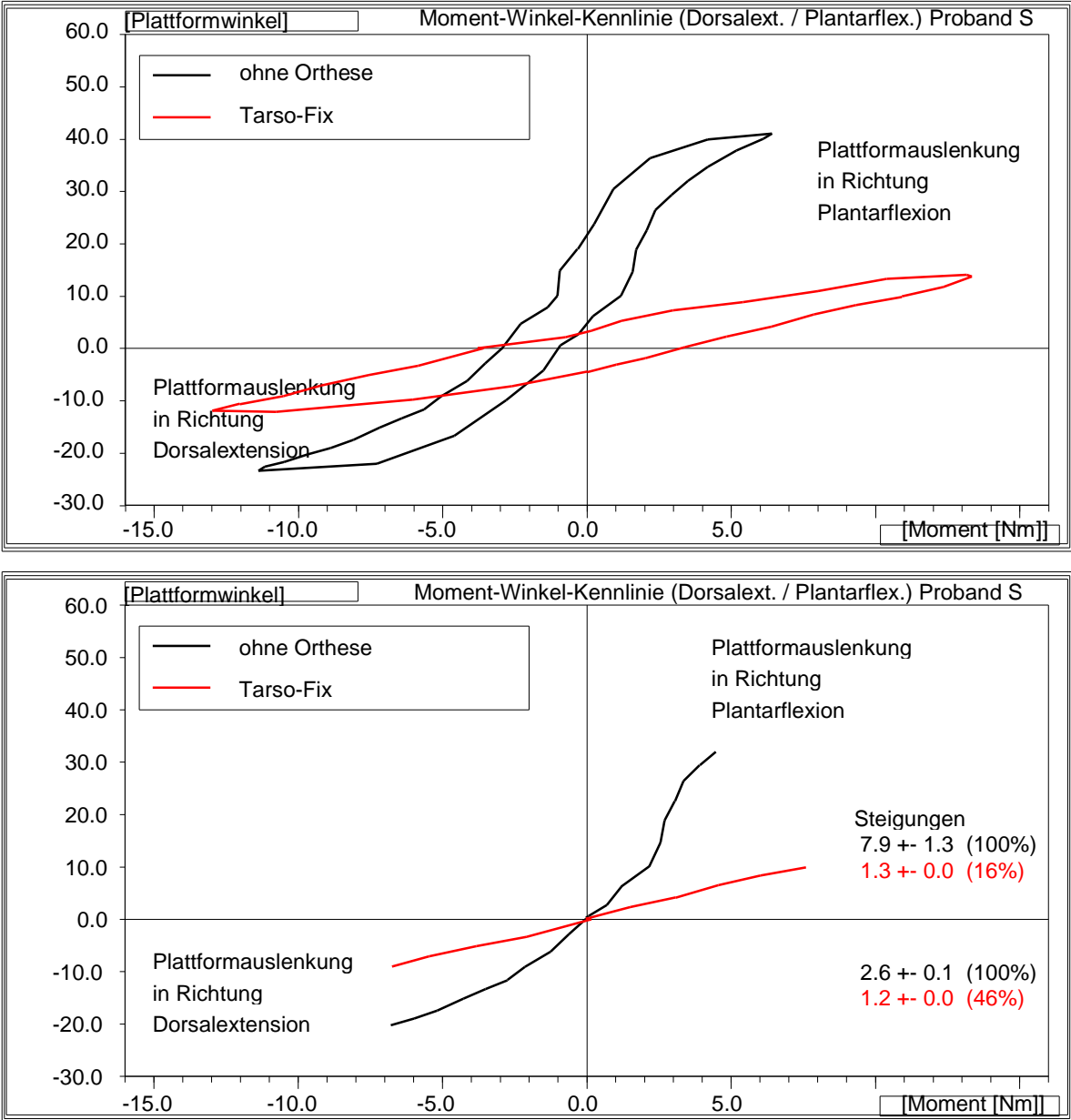


Abb. Sc und Sd, Moment-Winkel-Kennlinie der Dorsalextension- / Plantarflexionsbewegungen der am Probanden S getesteten Orthese Tarso Fix A. Unten: nur die Anstiegsflanken.

**Tabelle S1**

Proband S	Pronation/Supination (Kurvensteigungen a in Grad/Nm)					
	a (Pronation)	±	% <sup>o)</sup>	a (Supination)	±	% <sup>o)</sup>
Orthese <b>ohne</b>	9.85	0.25	100	13.37	0.86	100
<b>Tarso-Fix</b>	3.50	0.02	35	4.25	0.02	32

<sup>o)</sup> Abnahme der Winkelbeweglichkeit auf ... % im Vergleich zu 'ohne Bandage'.

**Tabelle S2**

Proband S	Pronation / Supination (Winkel in Grad, E in Joule)		
	Nullwinkel <sup>1)</sup>	Hysteresefläche (Energieverbrauch E) <sup>2)</sup>	
Orthese <b>ohne</b>	7.3	-3.0	100%
<b>Tarso Fix ®</b>	-4.6	-11.2	373%

<sup>1)</sup> Negative Winkelwerte bedeuten Pronationsstellung, positive Supination.

<sup>2)</sup> für einen geschlossenen Zyklus

**Tabelle S3**

Proband S	Dorsalextension / Plantarflexion (Kurvensteigungen a in Grad/Nm)					
	a (Dorsalext.)	±	% <sup>o)</sup>	a (Plantarflexion)	±	% <sup>o)</sup>
Orthese <b>ohne</b>	2.60	0.11	100	7.93	1.26	100
<b>Tarso-Fix</b>	1.20	0.02	46	1.25	0.01	16

<sup>o)</sup> Abnahme der Winkelbeweglichkeit auf ... % im Vergleich zu 'ohne Bandage'.

**Tabelle S4**

Proband S	Dorsalextension / Plantarflexion (Winkel in Grad, E in Joule)		
	Nullwinkel <sup>1)</sup>	Hysteresefläche (Energieverlust E)	
Orthese <b>ohne Orthese</b>	21.2	-3.0	100%
<b>Tarso-Fix</b>	-1.4	-2.6	87%

<sup>1)</sup> Negative Winkelwerte bedeuten Dorsalextensions-, positive Plantarflexionsstellung.

**Proband T**

Moment-Winkel-Kennlinien in Pronation / Supination:

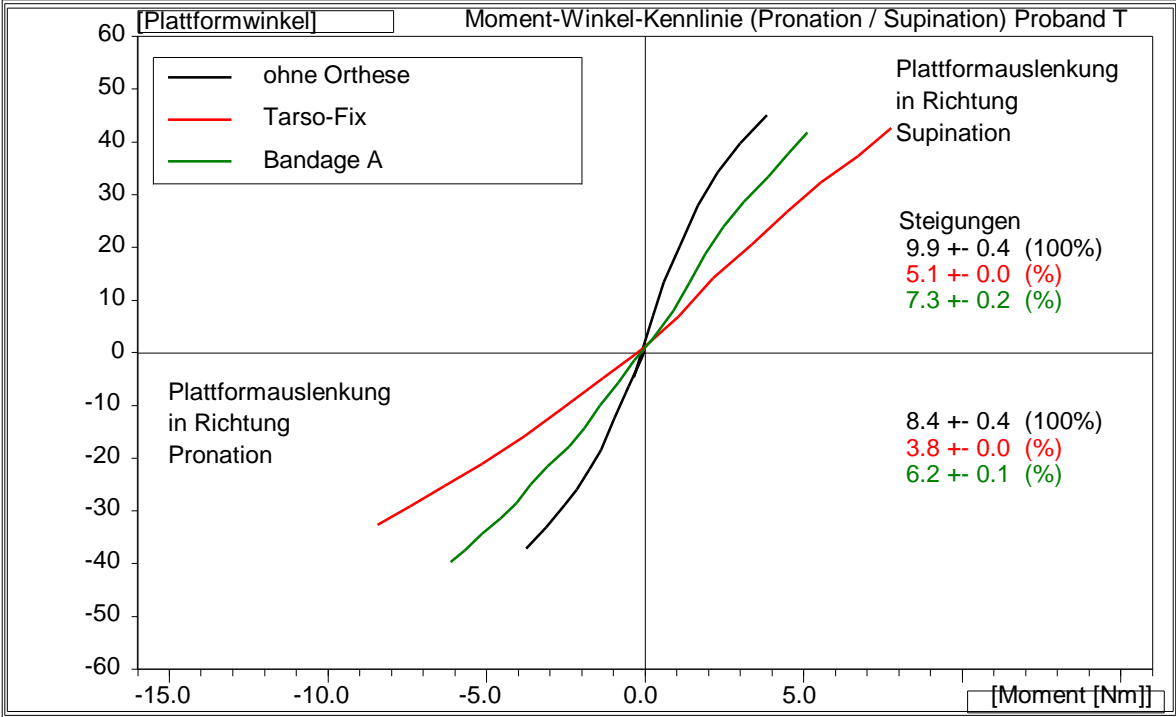
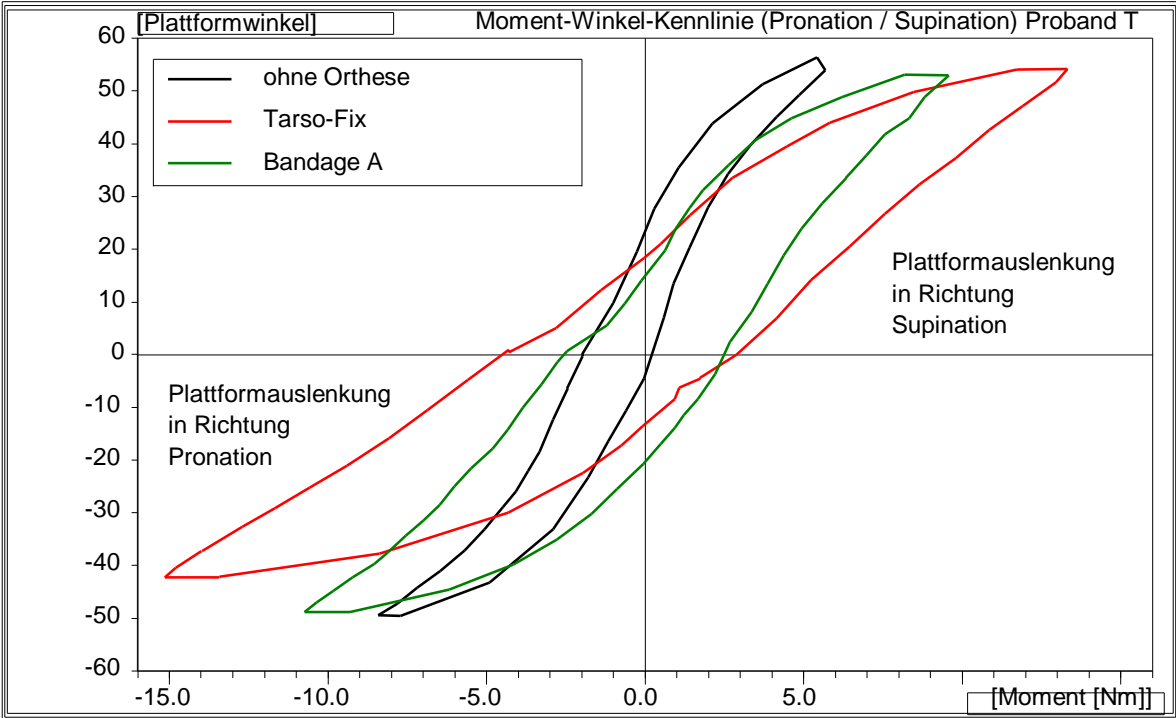


Abb. Ta und Tb, Moment-Winkel-Kennlinien der Pronations- / Supinationsbewegungen der am Probanden T getesteten Orthese Tarso Fix und Bandage A. Unten: nur die Anstiegsflanken.

Moment-Winkel-Kennlinien in Dorsalextension / Plantarflexion:

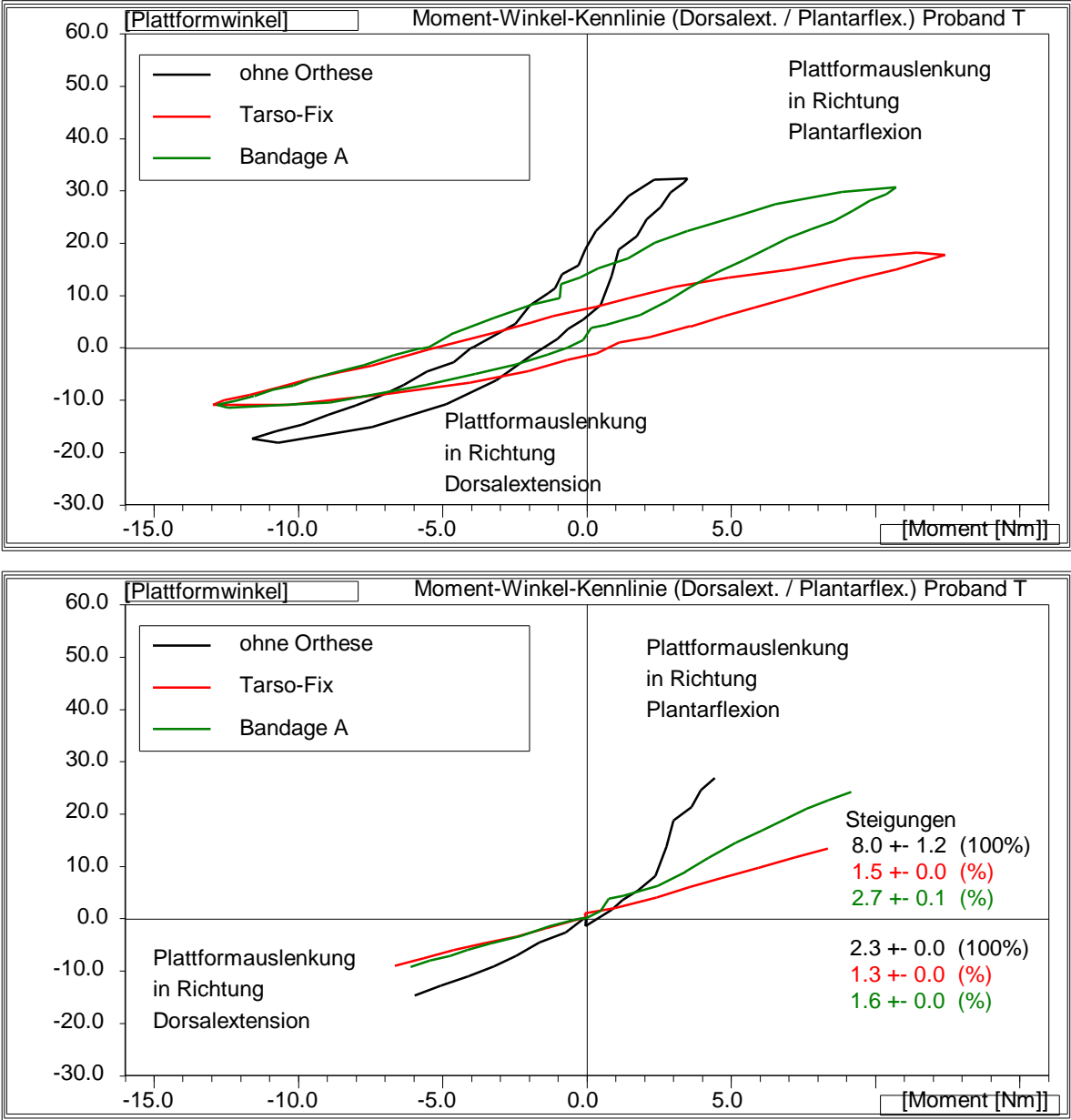


Abb. Tc und Td, Moment-Winkel-Kennlinien der Dorsalextension- / Plantarflexionsbewegungen der am Probanden T getesteten Orthese Tarso Fix und Bandage A. Unten: nur die Anstiegsflanken.

**Tabelle T1**

Probant T	Pronation/Supination (Kurvensteigungen a in Grad/Nm)					
	a (Pronation)	±	% <sup>1)</sup>	a (Supination)	±	% <sup>1)</sup>
Orthese ohne	8.42	0.38	100	9.89	0.44	100
Tarso-Fix	3.81	0.02	45	5.15	0.03	52
Bandage A	6.20	0.10	74	7.35	0.20	74

<sup>1)</sup> Abnahme der Winkelbeweglichkeit auf ... % im Vergleich zu 'ohne Bandage'.

**Tabelle T2**

Probant T	Pronation / Supination (Winkel in Grad, E in Joule)		
	Nullwinkel <sup>1)</sup>	Hysteresefläche (Energieverbrauch E) <sup>2)</sup>	
Orthese ohne	18.0	-3.5	100%
Tarso Fix ®	5.4	-10.7	306%
Bandage A	-3.9	-7.3	209%

<sup>1)</sup> Negative Winkelwerte bedeuten Pronationsstellung, positive Supination.

<sup>2)</sup> für einen geschlossenen Zyklus

**Tabelle T3**

Probant T	Dorsalextension / Plantarflexion (Kurvensteigungen a in Grad/Nm)					
	a (Dorsalext.)	±	% <sup>1)</sup>	a (Plantarflexion)	±	% <sup>1)</sup>
Orthese ohne	2.29	0.03	100	8.01	1.25	100
Tarso-Fix	1.33	0.01	58	1.53	0.01	19
Bandage A	1.56	0.04	68	2.68	0.07	33

<sup>1)</sup> Abnahme der Winkelbeweglichkeit auf ... % im Vergleich zu 'ohne Bandage'.

**Tabelle T4**

Probant T	Dorsalextension / Plantarflexion (Winkel in Grad, E in Joule)		
	Nullwinkel <sup>1)</sup>	Hysteresefläche (Energieverlust E)	
Orthese ohne	16.9	-2.0	100%
Tarso-Fix	5.5	-2.8	140%
Bandage A	-13.3	-3.4	170%

<sup>1)</sup> Negative Winkelwerte bedeuten Dorsalextensions-, positive Plantarflexionsstellung.

## 7. Zusammenfassung der Ergebnisse der Messungen

Die folgenden Tabellen und Diagramme fassen zur Übersicht noch einmal alle Meßwerte an den Versuchspersonen F, H, S und T zusammen.

Die Winkelbeweglichkeiten in Pronation, Supination, Dorsalextension und Plantarflexion:

Tabelle der Moment-Winkel-Kennwerte

Bewegung	Pronation					Supination				
Proband	F	H	S	T	Mittel	F	H	S	T	Mittel
<b>ohne Orthese</b>	5.76	8.39	9.85	8.42	8.11	11.95	11.64	13.37	9.89	11.71
<b>Tarso-Fix</b>	4.09	4.88	3.50	3.81	4.07	4.71	4.77	4.25	5.15	4.72
<b>Bandage A</b>	4.31	7.75		6.20		7.29	8.60		7.35	
<b>Orthese B</b>	5.30					7.40				

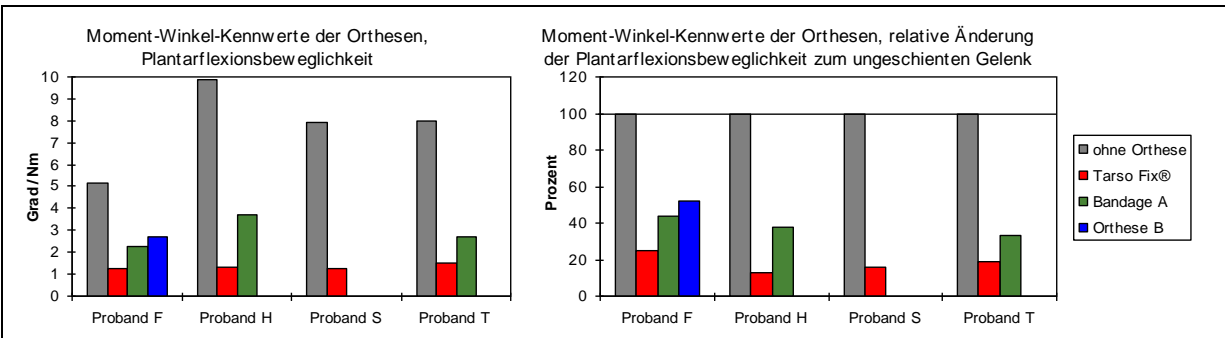
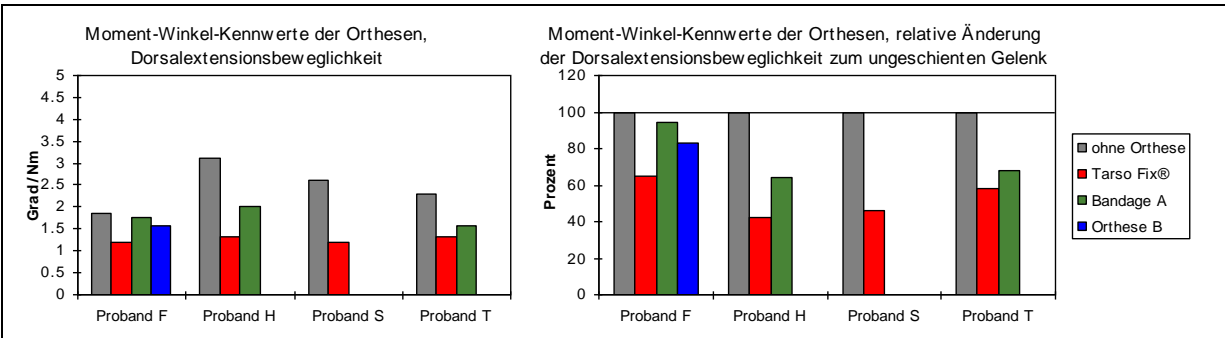
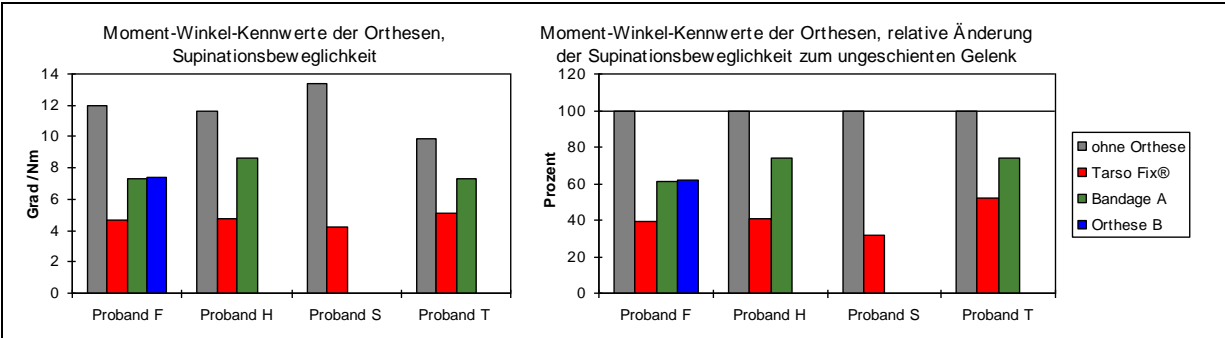
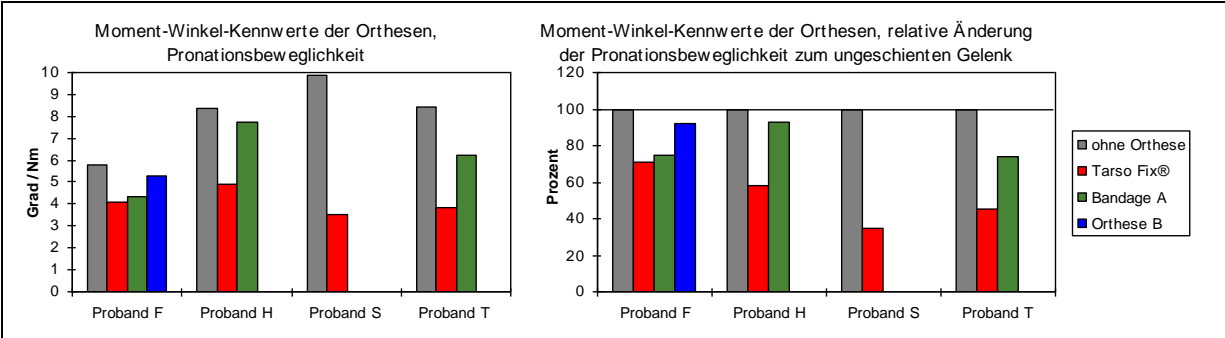
Bewegung	Dorsalextension					Plantarflexion				
Proband	F	H	S	T	Mittel	F	H	S	T	Mittel
<b>ohne Orthese</b>	1.87	3.12	2.60	2.29	2.47	5.15	9.89	7.93	8.01	7.75
<b>Tarso-Fix</b>	1.21	1.31	1.20	1.33	1.26	1.27	1.30	1.25	1.53	1.34
<b>Bandage A</b>	1.75	2.00		1.56		2.25	3.71		2.68	
<b>Orthese B</b>	1.56					2.68				

Tabelle der relativen Abnahme der Moment-Winkel-Kennwerte durch Anwendung der Orthesen (Werte in %)

Bewegung	Pronation					Supination				
Proband	F	H	S	T	Mittel	F	H	S	T	Mittel
<b>ohne Orthese</b>	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
<b>Tarso-Fix</b>	71	58	35	45	50	39	41	32	52	40
<b>Bandage A</b>	75	93		74		61	74		74	
<b>Orthese B</b>	92					62				

Bewegung	Dorsalextension					Plantarflexion				
Proband	F	H	S	T	Mittel	F	H	S	T	Mittel
<b>ohne Orthese</b>	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
<b>Tarso-Fix</b>	65	42	46	58	51	25	13	16	19	17
<b>Bandage A</b>	94	64		68		44	38		33	
<b>Orthese B</b>	83					52				

Je kleiner eine Prozentzahl ist, desto geringer wird die Winkelbeweglichkeit und entsprechend größer ist die Stabilisierungswirkung der Bandage.



Die Kurven, die ohne Bandage, nur mit dem Meßschuh, aufgenommen wurden, haben immer die größten Steigungen, d.h. zur Winkelauslenkung der Sprunggelenke ist ohne Orthese erwartungsgemäß ein meistens sehr viel geringeres Moment erforderlich. Dieser Unterschied ist am größten im Supinationsbereich bzw. im Plantarflexionsbereich. In den Fällen, in denen zusätzlich die Bandage B oder die Orthese A untersucht wurde, ist ausnahmslos immer die **Tarso® Fix** die mit der größten Stabilisierungswirkung, z.T. mit deutlichem Abstand zu den anderen Produkten. Die größ-



ten Abweichungen der Orthesen untereinander ergeben sich in Plantarflexionsrichtung.

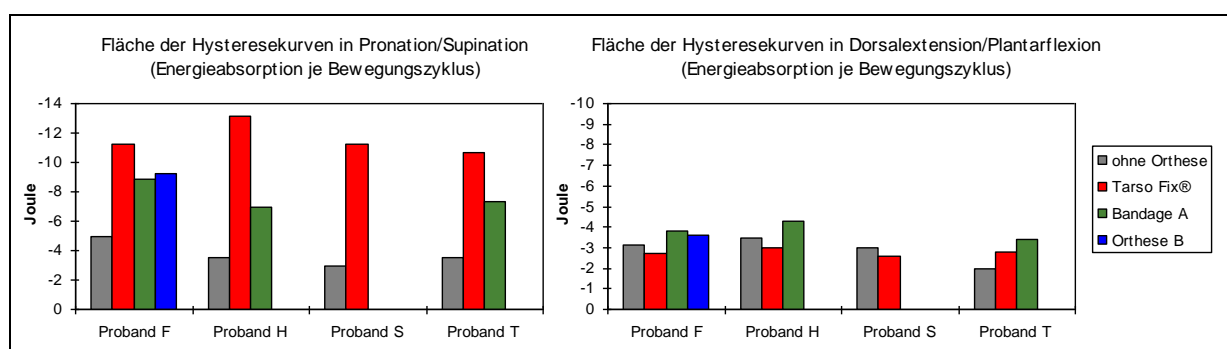
Die Probanden der Studie, die allerdings gesunde unverletzte Sprunggelenke hatten, empfanden die Orthese als sehr stark die normale Bewegung behindernd, als zu stark stabilisierend für eine rein prophylaktische Anwendung der Orthese zum Schutz des Sprunggelenks, z.B. beim Sport, wofür Sprunggelenkbandagen und leichtere Orthesen häufig eingesetzt werden. Der Hersteller sieht die Indikation der Orthese selbst eher im Bereich Nachbehandlung nach Verletzungen und als Gipsersatz oder Ersatz für einen Stabilisierungsschuh.

Ein Vergleich der Meßergebnisse zwischen den Versuchspersonen zeigt die schon in früheren Studien gemachte Erfahrung, daß Stabilisierungshilfen besonders effektiv bei überbeweglichen Gelenken arbeiten. Proband S hat in Pronation und Supination die größte Beweglichkeit des ungeschützten Gelenks von den vier Probanden und die prozentual stärkste Reduzierung bei Anwendung der Orthese Tarso Fix®. In Dorsalextension und Plantarflexion hat Proband H die größte Ausgangsbeweglichkeit und die prozentual stärkste Wirksamkeit der Orthese.

Die Hystereseflächen (Energieverluste bei den Bewegungsabläufen) werden durch die Orthesen ebenfalls beeinflusst:

Bewegung	Hysteresefläche (Pro.-/Sup.)					Hysteresefläche (Dors.-/Plant.)				
	Proband	F	H	S	T	Mittel	F	H	S	T
<b>ohne Orthese</b>	-5.0	-3.5	-3.0	-3.5	-3.8	-3.1	-3.5	-3.0	-2.0	-2.9
<b>Tarso-Fix</b>	-11.2	-13.1	-11.2	-10.7	-11.6	-2.7	-3.0	-2.6	-2.8	-2.8
<b>Bandage A</b>	-8.9	-7.0		-7.3		-3.8	-4.3		-3.4	
<b>Orthese B</b>	-9.2					-3.6				

Zahlenwerte in Joule (Wattsekunden), das Vorzeichen ist negativ, weil die Energie in Reibung und irreversibler Verformungsarbeit verlorengeht.

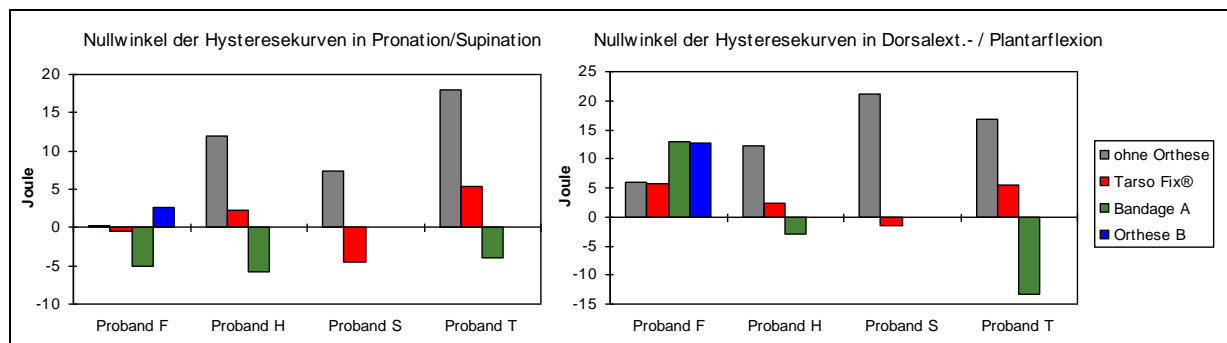


In Pronations- / Supinationsrichtung unterscheiden sich die Hystereseschleifen deutlich in ihrer Breite. Die Öffnungsverhältnisse der Hystereseschleifen sagen etwas über die Rückstellkräfte der Stabilisierungshilfen aus. Der Flächeninhalt der Schleife entspricht dem Energieverlust in jedem Bewegungszyklus in Joule (Wattsekunden). Das freie ungeschützte Sprunggelenk zeigt im Bewegungsablauf des Belastungsversuchs der Pronations- / Supinationsbewegungen die geringsten Energieverluste, zwischen -3 und -5 Joule pro Zyklus. Die Hystereseflächen der Orthesen sind mehr-

fach größer. Durch Reibung des Bandmaterials der Orthesen geht zusätzlich Energie verloren. Außerdem kann die Orthese im Schuh in gewissem Umfang Pronations- / Supinationsdrehungen machen. Dieser Energieverlust in die Deformation und innere Reibung der Orthese kann durchaus als sinnvolle Energieaufnahme der Orthese in Dorsalextension und Plantarflexion vergrößern die Orthesen die Energieabgabe nicht.

Aus den beiden Remanenzwinkeln der Hystereseschleife läßt sich ein Nullwinkel definieren, der angibt, in welcher Position sich das Sprunggelenk im momentfreien Fall im Mittel befindet. Die Messung dieses Nullwinkels kann allerdings stärker fehlerbehaftet sein, als die Messung der anderen untersuchten Parameter wie Kurvensteigung und Hystereseffläche. Dieser Winkel muß deshalb zurückhaltend interpretiert werden. Beim Nullwinkel haben weitere individuelle Größen wie die Masse und Massenverteilung des Unterschenkels und der Orthese einen Einfluß (vgl. Fußnote 9, Seite 9).

Bewegung	Nullwinkel (Pro.-/Sup.)					Nullwinkel (Dors.-/Plant.)				
	F	H	S	T	Mittel	F	H	S	T	Mittel
<b>ohne Orthese</b>	0.3	12.0	7.3	18.0	9.4	5.9	12.2	21.2	16.9	14.1
<b>Tarso-Fix</b>	-0.5	2.2	-4.6	5.4	0.6	5.7	2.3	-1.4	5.5	3.0
<b>Bandage A</b>	-5.1	-5.8		-3.9		13.0	-2.9		-13.3	
<b>Orthese B</b>	2.6					12.6				



Die Messungen zeigen eine im Mittel der beiden Moment-Nulldurchgänge verschiedene stark in Richtung Pronationsstellung bzw. in Richtung Dorsalextension verschobene Kurve (außer beim Probanden F). Bei unbelastetem Gelenk befindet sich der Fuß also beim Tragen der Orthesen in einer neutraleren Stellung als ohne Orthese. Viele gefährliche Stolper- und Umknicksituationen können dadurch von vornherein vermieden werden.

## 8. Zusammenfassung

Der Hersteller gibt folgende Indikationsliste für sein Produkt Tarso® Fix an:

- *Akute posttraumatische Phase nach Kapselband-Rupturen im Bereich beider Sprunggelenke, unabhängig von konservativem oder operativem Vorgehen.*
- *Nachbehandlung nach plastischer Bandrekonstruktion des OSG und / oder USG.*
- *Stärkere Belastungen bei chronischer Instabilität der Sprunggelenke.*
- *Konservative Behandlung der Basisfraktur des Os metatarsale V.*

Bei allen Messungen zeigte die Sprunggelenkorthese **Tarso® Fix** eine hohe Stabilisierungsfähigkeit. Im Gegensatz zu den beiden anderen Stabilisierungshilfen, die in einem Teil der Versuche zum Vergleich ebenfalls untersucht wurden, stabilisiert die **Tarso® Fix** alle Bewegungsmöglichkeiten des Sprunggelenks, Pronation, Supination, Dorsalextension und Plantarflexion in ausgeprägtem Maße. Der Einsatz der Orthese speziell bei stärkeren Belastungen oder nach Verletzungen, die eine stärkere Entlastung oder einen stärkeren Schutz während der Rekonvaleszenz erfordern (wie sie in der voranstehenden Liste des Herstellers aufgezählt worden sind), scheint daher möglich und sinnvoll. Die Anwendung der Orthese kann besonders im Bereich Gipsersatz oder Alternative zum Stabilschuh gesehen werden. Für eine rein prophylaktische Anwendung zum vorsorglichen Schutz des Sprunggelenks, z.B. beim Sport, wofür Sprunggelenkbandagen und leichtere Orthesen häufig eingesetzt werden, ist die Stabilisierung dieser Orthese wohl zu stark.

Eric Binder  
Institutsleiter

Jürgen Mitternacht  
Projektleiter