

Biomechanische Evaluation von Entlastungsmechanismen der Achillessehne: Rigider versus flexibler Therapieschuh

Biomechanical Evaluation of Unloading Mechanisms of the Achilles Tendon: Rigid versus Flexible Therapeutic Footwear

Mithilfe eines einfaktoriellen Versuchsdesigns mit fünf Bedingungsvariationen sollte an 17 gesunden Probanden geprüft werden, ob der Aufbau und die Rigidität von verschiedenen Therapieschuhen die Achillessehne beim Gehen unterschiedlich entlasten. Die Achillessehnenkraft wurde zu diesem Zweck durch ein modifiziertes invers-dynamisches Modell nach Fukashiro und Komi (1987) beschrieben. Es konnte gezeigt werden, dass die Rigidität der Therapieschuhe zu unterschiedlichen Bewegungsmustern führt, die ihrerseits den Vorfußhebelarm beeinflussen und dadurch zu unterschiedlichen Entlastungen der Achillessehne beitragen.

The aim of this study was to investigate, whether different designs and rigidities of typical therapeutic footwear influence the Achilles tendon unloading mechanisms during walking. The Achilles tendon force was calculated by a modified inverse dynamic model by Fukashiro and Komi (1987). The experimental design included five shoe conditions and 17 healthy volunteers. The results show that the rigidity of therapeutic footwear influences the gait pattern. Consequently, the forefoot lever leads to different Achilles tendon loads during walking.

Einführung/ Problemstellung

Die steigende Inzidenz von Achillessehnenrupturen in den letzten 20 Jahren geht mit einer hohen Zunahme von Behandlungsmöglichkeiten einher. Über 60 verschiedene operative Methoden konnten bei näherer Betrachtung in der Literatur gefunden werden [16]. In der postoperativen Nachbehandlung ähnelt kaum ein Behandlungsdesign dem anderen [9, 15, 17]. Aufgrund positiver Outcomes klinischer Studien konnte sich die Wissenschaft jedoch auf die frühfunktionelle Therapie von Achillessehnenrupturen einigen [14]. Diese Therapieform wird mit diversen Therapieschuhen als Steuerelement der Belastung, für eine Minimierung von Immobilisationserscheinungen und das Einleiten bestmöglicher Adaptationsprozesse durch Belastungsreize auf die Sehne eingesetzt [9, 11].

Auch hier bieten Hersteller verschiedenste Schuhkonstruktionen mit diversen funktionellen Bestandteilen und veränderbaren Absatzerhöhungen an. Für die Rehabilitation von Achillessehnenrupturen steht also eine Bandbreite von Optionen zur Verfügung. Das Entlastungsprinzip dieser Schuhmodelle basiert auf einem hohen Schaft und auf der Einschränkung der Dorsalflexion des oberen Sprunggelenks. Durch Fersenkeile oder eine winkelverstellbare Außenschale soll das obere Sprunggelenk in Plantarflexion gebracht werden, um durch

eine Verkürzung der Muskel-Sehnen-Einheit den Zug auf die Achillessehne (AS) weiter zu minimieren [16].

Die Unterschiede der verschiedenen Schuhkonstruktionen und Strategien zur Entlastung der Achillessehne im Gang wurden bisher noch nicht untersucht. Welche Entlastungsmechanismen den erwähnten Strategien zugrunde liegen und wie diese anteilig zur Entlastung der Sehne beitragen, ist noch nicht Bestandteil wissenschaftlicher Untersuchungen gewesen.

Schaff et al. [10] stellten in einer Untersuchung verschiedener Skischuhmodelle einen Zusammenhang zwischen hochschaffigen Skischuhen und einer erhöhten plantaren Druckentlastung beim Nachvorne-Lehnen in Skischuhen fest. Verschiedene Autoren [2, 6, 8, 12] befassten sich mit der Ulcusterapie bei Diabetespatienten mit dem Effekt eines Unterschenkelgipses und anderer Gehschienen auf die plantare Druckverteilung. Sie stellten fest, dass sich durch das Tragen dieser Gehschienen – durch die Kraftaufnahme über den Schuhschaft – die plantare Belastung vom Vorfuß in Richtung Rückfuß verlagert. Diese Mechanismen lassen entlastende Effekte in hochschaffigen Therapieschuhen vermuten. Andere Autoren diskutieren den Entlastungsmechanismus einer Fersenhöhung in „High Heels“ [4] und in modifizierten Männerschuhen [7]; doch welche Mechanismen in Therapieschuhen zum Tragen kommen, wurde noch nicht weiter untersucht.

Ziel der vorliegenden Studie ist es daher zu untersuchen, welchen Einfluss zwei typische, jedoch sehr verschiedene Schuhkonstruktionen auf die Entlastung der Achillessehne haben und welche Entlastungsmechanismen diesen anteilig zugrunde liegen.

Material und Methode

Die experimentelle Versuchsanordnung wurde an 13 männlichen und vier weiblichen freiwilligen Probanden ohne anatomische und neuromuskuläre Beeinträchtigungen der unteren Extremitäten durchgeführt. Die Versuchspersonen waren zwischen 21 und 54 Jahre alt und hatten eine durchschnittliche Körpermasse von $75,5 \pm 10,1$ kg.

Vier verschiedene Therapieschuhmodelle, von denen drei mit einer weiten Keilkonfiguration untersucht wurden, stellten mit der Barfußbedingung (Referenzbedingung) die unabhängigen Variablen dar. In der vorliegenden Studie sollte der Pneumatic-Walker von Aircast die rigiden und der Ortho-Rehab-Total von Künzli die flexiblen Therapieschuhvarianten repräsentieren, um gezielt auf Unterschiede der Entlastungsmechanismen dieser Eigenschaften eingehen zu können (Abb. 1). Es wurde eine minimale und eine maximale Keilversorgung untersucht, um den Einfluss dieser Entlastungsstrategie auf die Entlastungsmechanismen herauszustellen.

Für die Quantifizierung der Belastung in der Achillessehne ist ein modifiziertes invers-dynamisches Modell nach Fukashiro und Komi [5] angewandt worden, womit die Drehmomente um das Sprunggelenk ermittelt wurden.

Aus Röntgenbildern wurden die Achillessehnenhebelarme (H_{AS}) gemessen, um mit den entsprechenden Sprunggelenksmomenten die resultierende Nettokraft in der Achillessehne abschätzen zu können. Durch eine

Subtraktion von 30 Prozent der Netto-Achillessehnenkraft wurde die Co-Aktivität weiterer Plantarflexoren nach Arndt [1] berücksichtigt. Um die hierfür notwendige

verteilungsmess-System (100 Hz) der Firma Novel fand für die Bestimmung der Translation des Kraftangriffspunkts im Schuh Verwendung. Bei den Schuhbedingungen wurde zusätzlich eine zweite Mess-Sohle an der Tibia angebracht, um entstehende Kräfte im Schuhschaft messen zu können. Die Lage dieser Mess-Sohle zum oberen Sprunggelenk wurde dokumentiert, um mit der im Schuhschaft resultierenden Kraft und dem Kraftangriffspunkt ein gegendrehendes (entlastendes) Moment zu errechnen, oder um – wie in den Studien der erwähnten Autoren [2, 6, 8, 12] – auf korrelative Zusammenhänge einer möglichen Verlagerung von plantaren Drücken schließen zu können.

Im ersten Teil der Untersuchung wurde von den Probanden in jeder Versuchsbedingung eine Röntgenaufnahme des oberen Sprunggelenkes (OSG) angefertigt (Abb. 2), um über die angebrachten schuh-internen (M3-M5) und externen Marker (E_M) die anatomischen Strukturen des Fußsegmentes auf den Schuh übertragen zu können. Die Schuhmodelle wurden von den Probanden in randomisierter Reihenfolge angelegt. Die Probanden wurden instruiert, mit einem möglichst natürlichen Gangbild über die Kraftmessplatte zu gehen. Aufgrund der erschwerten Gangbedingungen in den Therapieschuhen war die Ganggeschwindigkeit frei wählbar. Fünf gültige Versuche wurden pro Schuhbedingung erhoben.

Die Synchronisation und Weiterverarbeitung aller ermittelten Daten der Stützphase wurde mit der Software Matlab (Version 7.5.0.342, The Math Works Inc., USA) durchgeführt.

Die Unterschiede zwischen den Bedingungen wurden mit einer ein-faktoriellen Varianzanalyse mit Messwiederholung analysiert. Korrelative Zusammenhänge wurden



Abb. 1 Ansicht der Schuhmodelle mit Keilen. Links das Modell von Künzli, rechts das Modell von Aircast. Eine Auflistung der Schuhsprengeung befindet sich in der Tabelle.

gen kinematischen und dynamischen Daten ermitteln zu können, kam eine Kistler-Kraftmessplatte (1000 Hz) zur Messung der Boden-

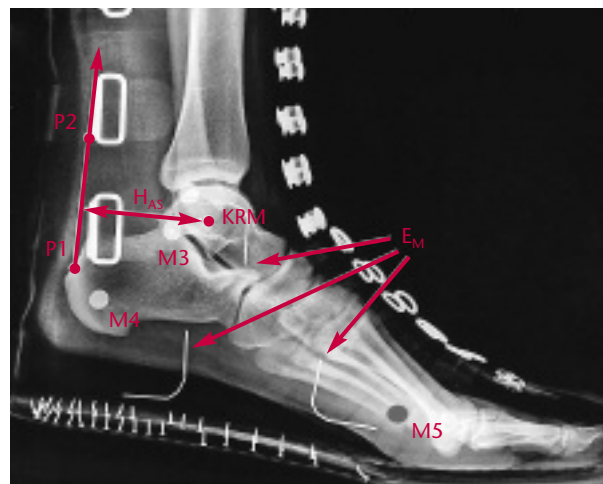


Abb. 2 Röntgenbild mit internen und externen Markern. M3/M4/M5: schuh-internes Markerset, direkt auf den Fuß angebracht (Metallblättchen); E_M : schuh-externes Markerset (Metalldrähte); KRM: Konstanter Rotationsmittelpunkt; P1: Insertionspunkt der AS; P2: Verlaufspunkt AS; H_{AS} : Achillessehnenhebelarm.

reaktionskräfte zum Einsatz. Aus der Sagittalebene wurden die kinematischen Daten des Ganges mit einer 250 Hz Hochgeschwindigkeitskamera erhoben. Ein Druck-

mit dem Pearson-Korrelationskoeffizienten festgestellt.

Ergebnisse und Interpretation

Rigidität und Entlastung

Bestehende Unterschiede in der Rigidität der Therapieschuhe werden durch den Bewegungsumfang des oberen Sprunggelenkes in der Stützphase beschrieben. Das Grundmodell von Aircast (ohne Keil) reduziert den Bewegungsumfang von 15,8 Grad der Barfußbedingung auf drei Grad. Im Gegensatz hierzu lässt das Grundmodell von Künzli eine Bewegung von 12,4 Grad zu. Diese Schuheigenschaft sowie unterschiedliche Schafthöhen und Sohlensteifigkeiten rechtfertigen die vorgenommene Einteilung in einen rigiden und flexiblen Therapieschuh.

Vergleichbar große Unterschiede finden sich auch in der schuhbedingten Entlastung der Achillessehnenkraft zur Referenzbedingung ($1305,5 \pm 162,7$ N) wieder.

Das Grundmodell von Aircast entlastet die Achillessehne um 50 Prozent. Die drei Zentimeter starke Fersenerhöhung führt in diesem Modell zu einer weiteren Entlastung von 31 Prozent. Somit lastet nur noch eine Kraft von $253,8 \pm 149,1$ N auf der Achillessehne, was einer 81-prozentigen Entlastung im Vergleich zur Barfußbedingung entspricht. Das flexible Therapieschuhmodell von Künzli entlastet die Achillessehne lediglich um 24 Prozent. Mit einer additiven Keilversorgung von zwei Zentimetern lastet eine Kraft von 813,9 N auf der Sehne. Dies ist eine 38-prozentige Entlastung im Vergleich zur Barfußbedingung.

Korrelative Zusammenhänge

Der Vorfußhebelarm stellt sich als wichtigster Parameter für die Entlastung der Achillessehne heraus. Dies bestätigt der hochsignifikante Zusammenhang zwischen

dem Vorfußhebelarm und der resultierenden Achillessehnenkraft ($r = 0,963$). Die Kraftmessung im

Entlastungsmechanismen

Die separate Messung des Kraftangriffspunktes im Therapieschuh ermöglichte eine differenzierte Betrachtung des Vorfußhebelarms. Zwei Entlastungsmechanismen konnten der Verkürzung des Vorfußhebelarmes und somit der Minimierung der Achillessehnenkraft zugrunde gelegt werden. Zum einen verkürzt die Kraftaufnahme im Schuhschaft den Vorfußhebelarm, bedingt durch eine Translation des Kraftangriffspunktes Richtung OSG (Verkürzungsmechanismus 1 = V_{Schuft}). Zum anderen nähert sich das OSG durch die Keilversorgung und das Abheben der Ferse in der Abdruckphase des Gangs dem

Kraftvektor an (Verkürzungsmechanismus 2 = V_{Vektor}).

Verkürzung des Vorfußhebelarmes

Die anteilige Verkürzung der Entlastungsmechanismen ($V_{\text{Schuft}}/V_{\text{Vektor}}$) an der Gesamtverkürzung (V_{ges}) des Vorfußhebelarmes durch das Tragen der Therapieschuhe wird in (Abb. 4a) dargestellt.

Der Vorfußhebelarm der Barfußbedingung misst $129,2 \pm 7,9$ mm. Mit einer Differenz von 55,7 mm findet in der Grundbedingung von Aircast eine starke Hebelverkürzung statt. Das Grundmodell von Künzli hingegen verkürzt den Vorfußhebelarm lediglich um 20,1 mm. Dies spiegelt die Ergebnisse der Entlastung der Achillessehnenkraft wider. Der Anteil von V_{Schuft} zu V_{Vektor} an der Hebelverkürzung liegt in der Grundbedingung von Aircast bei 86 zu 14 Prozent

und in der Grundbedingung von Künzli bei 37 zu 64 Prozent. Hochsignifikante Unterschiede treten zwischen den Modellen in V_{ges} und V_{Schuft} , jedoch nicht in V_{Vektor} auf. In beiden Grundbedingungen und in allen Parametern treten hohe Standardabweichungen auf. In der Bedingung des Aircasts erreicht diese Abweichung ein Maxi-

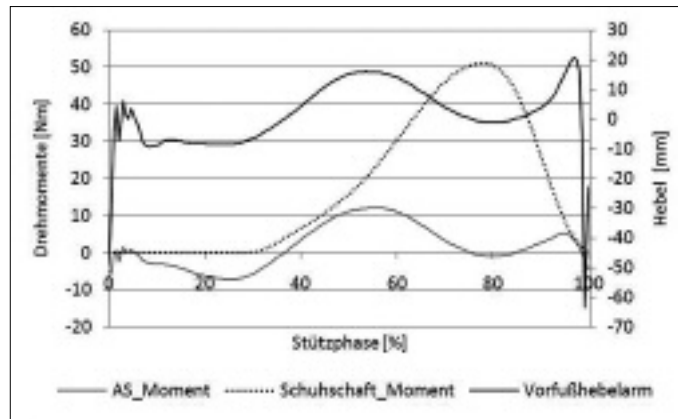


Abb. 3 Einfluss des gegendrehenden Sprunggelenkmoments auf den Vorfußhebelarm und das Drehmoment um das Sprunggelenk im Verlauf über die Stützphase, in Keilbedingung Aircast an Proband 5 dargestellt. Die primäre Ordinate (links) stellt die Drehmomente in Nm, die sekundäre Ordinate (rechts) stellt die Länge des Vorfußhebelarmes in mm dar.

Schuhschaft resultierte in einem hochsignifikanten Zusammenhang ($r = -0,718$) zwischen dem im Schuhschaft generierten gegendrehenden Moment und dem Vorfußhebelarm (Abb. 3).

Dieser exemplarische Verlauf verdeutlicht den direkten Einfluss der Kraftaufnahme über den

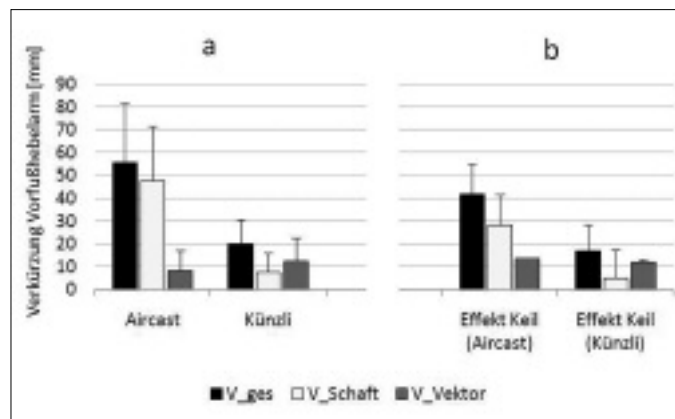


Abb. 4a u. b Schuhbedingte (a) und keilbedingte (b) Verkürzung des Vorfußhebelarmes. Mittelwerte und Standardabweichungen der Gesamtverkürzung (V_{ges}) und der anteiligen Verkürzung durch die Kraftaufnahme über den Schuhschaft (V_{Schuft}) sowie der Annäherung des OSGs an den Kraftvektor (V_{Vektor}) in den Schuhbedingungen.

Schuhschaft, auf die Verkürzung des Vorfußhebelarmes und somit auf die Entlastung der Achillessehne – repräsentiert durch das AS-Drehmoment. Bei einem Anstieg des gegendrehenden Moments zwischen 50 und 80 Prozent der Stützphase kann der Vorfußhebelarm auf einen Wert unter null reduziert werden.

mum von $\pm 26,1$ mm in V_{ges} und beträgt somit 53 Prozent des Mittelwertes.

Durch eine Fersenerhöhung von drei cm findet eine V_{ges} des Vorfußhebelarmes um weitere 41,7 mm in dem Modell von Aircast statt (Abb. 4b). Die Fersenerhöhung um zwei cm bewirkt in dem Modell von Künzli eine zusätzliche Verkürzung von 17 mm. Der Anteil von V_{Schaft} zu V_{Vektor} an der Hebelverkürzung durch die Keilversorgung beträgt 67 zu 33 Prozent in dem Modell von Aircast sowie 29 zu 71 Prozent in dem Modell von Künzli. Auch hier treten hochsignifikante Unterschiede zwischen dem Einfluss der Keilversorgung in V_{ges} und V_{Schaft} auf. Die V_{Vektor} liegt in beiden Modellen zwischen zwölf und 14 mm und zeigt keinen signifikanten Unterschied.

Diskussion und Ausblick

Entlastungsmechanismen

Die in der vorliegenden Studie untersuchten Entlastungsstrategien haben ihren größten Einfluss in der Verkürzung des Vorfußhebelarmes. Hochsignifikante Korrelationen bestätigten den Einfluss einer Kraftaufnahme über den Schuhschaft auf die Translation des plantaren Kraftangriffspunktes. Schon Shaw et al. [12] und Leibner et al. [8] untersuchten diesen Effekt im Gehgips auf die Entlastung des Vorfußdruckes zur Prävention von Ulcera. Sie ermittelten eine mittlere Kraftaufnahme des Gipsschaftes von 30 und 36 Prozent über die Stützphase. Hartsell et al. [6] stellten eine Druckentlastung der Metatarsalköpfe im Gehgips und in dem Therapieschuhmodell von Aircast von 63,09 und 58,77 Prozent fest. Im Vergleich hierzu wurde in dem Grundmodell von Aircast eine 36,8-prozentige Hebelverkürzung von 47,5 mm gemessen. In dem flexiblen Therapieschuhmodell von Künzli kommt dieser Mechanismus mit einer Hebelverkürzung von 7,6 mm kaum zum Tragen. Ein Vergleich der Daten mit den zuvor erwähnten Studien ist aufgrund unterschiedlicher Messgrößen nicht möglich; sie liegen jedoch alle demselben Mechanismus zugrunde. Schon Schaff et al. [10] beschrieben dieses Phänomen mit einem Aushebeln des Fußes, bedingt durch eine über dem Sprung-

gelenk liegende Drehachse in Schuhen. Zudem konnten sie einer guten Passform und dem festen Anlegen eine wichtige Rolle zusprechen, da nur so eine gleichmäßige plantare Druckverteilung gegeben war. Unterschiede in der Anthropometrie der unteren Extremität und das subjektive Empfinden der Verschlussfestigkeit der Therapieschuhe stellen Ursachen für die hohen Standardabweichungen des Vorfußhebelarmes dar. Dennoch führt dies zu dem Schluss, dass eine Kraftübertragung im Schuhschaft eines rigiden und hochschäftigen Therapieschuhes mit einer steifen Schuhsohle bedarf.

Esenyel et al. [4] beschreiben eine Verkürzung des Vorfußhebelarmes durch das Annähern des OSGs an den Kraftvektor, bedingt durch die Absatzerhöhung in „High Heels“. Aufgrund einer vergleichsweise geringeren Absatzerhöhung in den Therapieschuhen wird dieser Effekt durch das Abheben der Ferse in der terminalen Abdruckphase überlagert. Diesbezüglich konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen den Therapieschuhen dieses Mechanismus festgestellt werden. Zudem ist ein sehr variierendes Abroll- und Aufstellverhalten zwischen der steifen und flexiblen Sohle zu erwarten.

Eigenschaften der Therapieschuhe

Nach Esenyel et al. [4] bietet eine Sprengung durch eine ineffizientere Muskellänge schlechtere Voraussetzungen zur Kraftgenerierung des M. triceps surae. Trotzdem findet in der Grundbedingung von Künzli mehr als 50 Prozent weniger Entlastung der Sehne statt als in dem Modell von Aircast. Zhang et al. [18] schreiben einem flexiblen Schuh eine größere Kraftgenerierung während des Fußabdruckes zu, die sich wiederum in einer größeren Bodenreaktionskraft äußert. Nach Snow und Williams [13] führt das Tragen von „High Heels“ zu einer anterioren Verlagerung des Körperschwerpunktes.

Diese Körperschwerpunktverlagerung führt in Therapieschuhen zu einem aktiveren Gangbild und hierdurch zu einer Zunahme der horizontalen Bodenreaktionskraftkomponente, wie sie auch von Cikajlo und Matjacic [3] in Wanderstiefeln beschrieben wird. Dies wird in der vorliegenden Studie

bestätigt. Doch trotz einer fast doppelt so großen horizontalen Bodenreaktionskraft in dem flexiblen Modell mit zwei Zentimeter Sprengung haben beide Bodenreaktionskraftkomponenten weder einen signifikanten Einfluss auf den Vorfußhebelarm noch auf die Achillessehnenkraft. Vielmehr werden zwei gegensätzliche Mechanismen durch das Tragen eines flexiblen Therapieschuhes vermutet. Durch eine intensive Dorsalextension in den Metatarsalgelenken in der Abdruckphase kommt es zwar zu einer Annäherung des OSGs an den Kraftvektor, gleichzeitig transliert und rotiert dieser jedoch durch die anteriore Verlagerung des Körperschwerpunktes nach distal. Somit verhindert die Beweglichkeit in den Zehengrundgelenken nicht nur die Kraftaufnahme im Schuhschaft – sie wirkt diesem Mechanismus durch eine gegensätzliche Translation sogar entgegen. Dieses Phänomen erklärt zudem die relativ geringe Verkürzung des Vorfußhebelarmes in dem Modell von Künzli mit zwei Zentimeter Sprengung im Vergleich zu dem Modell von Aircast ohne Sprengung.

Durch die Immobilisation des OSGs und der Zehengrundgelenke lässt der rigide Therapieschuh kein normales Gangbild zu. Zudem führt die dickere Sohlenkonstruktion ohne Ausgleichsschuh zu einer passiven Beinverlängerung. Die hierdurch erschwerte Beförderung des Körperschwerpunktes über die Unterstützungsfläche diskutieren die Autoren Zhang et al. [18] mit einer ausgeprägteren Flexion im Kniegelenk. Das starre Schuhsystem zwingt den Probanden, das Knie aktiv nach vorne zu schieben, um den Körperschwerpunkt über die Unterstützungsfläche zu befördern. Dies resultiert in einer Kraftübertragung über die Tibia in den Schuhschaft, was wiederum die Translation des Kraftangriffspunktes nach proximal verursacht. Auch hier kommt es parallel zu einem Lösen der Ferse vom Boden, was ein Annähern des OSGs an den Kraftvektor bedingt. Dieses abnorme, aber entlastende Gehverhalten obliegt einer individuellen Variabilität und stellt somit einen weiteren Klärungsansatz für die hohen Standardabweichungen des Vorfußhebelarmes dar. Eine einführende Gangschule in rigiden Therapie-

schuhen könnte die Konstanz und Effizienz des Entlastungsmechanismus optimieren.

Der additiven Keilversorgung wurde bisher eine passive Entlastung der Muskel-Sehnen-Einheit durch die Verkürzung des M. triceps surae zugesprochen. Die vorliegende Studie konnte jedoch Effekte in der Dynamik zeigen. Die Keilversorgung intensiviert in beiden Schuhmodellen die anteriore Verlagerung des Körperschwerpunktes. Der flexible Therapieschuh forciert hierdurch eine frühere und umfangreichere Extension in den Zehengrundgelenken, die eine weitere Verkürzung des Vorfußhebelarmes bedingt. In dem rigiden Therapieschuh kommt es hingegen zu einem frühzeitigen Nachvornehmen in den Schuhschaft. Schaff et al. [10] zeigen bei einem größeren Neigungswinkel steigende Kraftaufnahmen im Schuhschaft von Skischuhen und eine dementsprechend größere Entlastung unter dem Fuß. Diese Feststellung konnte in der vorliegenden Studie bestätigt werden. Das keilbedingte Nachvornehmen im Therapieschuh resultiert dann in einer früheren und intensiveren Kraftübertragung in den Schuhschaft, was in dem Modell von Air-cast zu einer weiteren Hebelverkürzung von 28,1 mm führt. Nach Schaff et al. [10] wird dieses Phänomen durch die Steifigkeit und Höhe des Schuhschaftes bedingt und kommt somit vorwiegend in rigiden Therapieschuhen zum Tragen. Die vernachlässigbare Hebelverkürzung von 5 mm durch die Kraftübertragung im flexiblen Therapieschuh unterstreicht diese Aussage.

Ziel sollte es nun sein, die Eigenschaften eines rigiden mit denen eines flexiblen Therapieschuhes so zu kombinieren, dass nur ein Schuhmodell als Trainingsgerät in allen Rehabilitationsphasen mit einem möglichst natürlichen Gangbild und anpassbaren Belastungsgraden zum Einsatz kommt.

Der Entlastungsmechanismus der Kraftübertragung im Schuhschaft konnte als wichtigster Mechanismus herausgestellt werden. Die Höhe des Schuhschaftes, die Sohlensteifigkeit, die Beweglichkeit im OSG und die Passform der Therapieschuhe sind Einflussfaktoren dieses Entlastungsmechanismus.

Welchen differenzierten Einfluss diese Schuheigenschaften auf die Kraftübertragung im Schuhschaft haben, gilt es in Folgestudien zu klären, um diese für einen optimalen Wirkungsgrad der Entlastung auf ein harmonisches Gangbild abstimmen zu können.

Für die Autoren:

Univ.-Prof. Dr. Gert-Peter

Brüggemann

Dipl. Sportwiss. Benjamin Stäudle

Institut für Biomechanik und

Orthopädie

Deutsche Sporthochschule Köln

IG I – 10. Etage

Am Sportpark Müngersdorf 6

50933 Köln

Literatur:

- [1] Arndt, A. N.: Entstehung und Auswirkungen asymmetrischer Belastung der menschlichen Achillessehne unter besonderer Berücksichtigung ihrer Morphologie. Köln, Sport und Buch Strauß, 1997
- [2] Baumhauer, J. F., R. Wervej, J. McWilliams, G. F. Harris, M. J. Shereff: A comparison study of plantar foot pressure in a standardized shoe, total contact cast, and prefabricated pneumatic walking brace, *Foot Ankle Int* 18 (1997), 26-33
- [3] Cikajlo, I., Z. Matjacic: The influence of boot stiffness on gait kinematics and kinetics during stance phase, *Ergonomics* 50 (2007), 2171-2182
- [4] Esenyel, M., K. Walsh, J. G. Walden, A. Gitter: Kinetics of high-heeled gait, *J Am Podiatr Med Assoc* 93 (2003), 27-32
- [5] Fukashiro, S., P. V. Komi: Joint moment and mechanical power flow of the lower limb during vertical jump, *Int J Sports Med* 8 Suppl 1 (1987), 15-21
- [6] Hartsell, H. D., C. Fellner, C. L. Saltzman: Pneumatic bracing and total contact casting have equivocal effects on plantar pressure relief, *Foot Ankle Int* 22 (2001), 502-506
- [7] Lee, K. H., A. Matteliano, J. Medige, T. Smiehorowski: Electromyographic changes of leg muscles with heel lift: therapeutic implications, *Arch Phys Med Rehabil* 68 (1987), 298-301
- [8] Leibner, E. D., J. W. Brodsky, F. E. Pollo, B. S. Baum, B. W. Edmonds: Unloading mechanism in the total contact cast, *Foot Ankle Int* 27 (2006), 281-285
- [9] Schäfer, D., P. Regazzoni, B. Hintermann: Frühfunktionelle Behandlung der operativ versorgten Achillessehnenruptur. Early functional treatment of surgically managed Achilles tendon rupture, *Der Unfallchirurg* 105 (2002), 699-702
- [10] Schaff, P., M. Kulot, W. Hauser, B. Rosemeyer: Factors affecting the pressure distribution underneath the foot sole in ski boots, *Sportverletz Sportschaden* 2 (1988), 164-171
- [11] Sharma, P., N. Maffulli: The future: rehabilitation, gene therapy, optimization of healing, *Foot Ankle Clin* 10 (2005), 383-397
- [12] Shaw, J. E., W. L. Hsi, J. S. Ulbrecht, A. Norkitis, M. B. Becker, P. R. Cavanagh: The mechanism of plantar unloading in total contact casts: implications for design and clinical use, *Foot Ankle Int* 18 (1997), 809-817
- [13] Snow, R. E., K. R. Williams: High heeled shoes: their effect on center of mass position, posture, three-dimensional kinematics, rearfoot motion and ground reaction forces, *Arch Phys Med Rehabil* 75 (1994), 568-576
- [14] Thermann, H.: Rupture of the Achilles tendon. Conservative vs operative: Therapie der Achillessehnenruptur – Konservativ vs. operativ, *Trauma und Berufskrankheit* 2 (2000), 160-166
- [15] Thermann, H., J. Bauch, M. Betzler, P. Lobenhoffer: Die Behandlung der Achillessehnenruptur, *Der Chirurg* 69 (1998), 115-130
- [16] Thermann, H., T. Huefner, H. Tscherne: Achilles tendon rupture: Achillessehnenruptur, *Der Orthopaede* 29 (2000), 235-250
- [17] Weber, O., A. Schmidgen, A. Wentzensen: Semifunktionelle Nachbehandlung operativ versorgter Achillessehnenrupturen, *Trauma und Berufskrankheit* (1999), 253-268
- [18] Zhang, S., K. G. Clowers, D. Powell: Ground reaction force and 3D biomechanical characteristics of walking in short-leg walkers, *Gait Posture* 24 (2006), 487-492