

Vario-Stabilschuh – Spannungsmessungen mit der Optic Fiber

Heinz Lohrer¹, Yvonne Röder¹, Albert Gollhofer², Wilfried Alt³, Paavo Komi⁴: *Die Möglichkeiten funktioneller bzw. immobilisierender Behandlungen nach Achillessehnenrupturen werden nach wie vor kontrovers diskutiert. Ziel dieser Untersuchung war es, den Einfluss des Therapiestiefels Orthotech Vario-Stabil auf die Achillessehnenanspannung in vivo mit der Optic fiber Transducer Technologie zu messen.*

Nach einer Achillessehnenruptur werden Leistungssportler heute in der Regel operativ versorgt. Für Breitensportler und Nichtsportler dagegen, scheint die primär konservative Behandlung der gerissenen Achillessehne eine relevante Alternative darzustellen. Für die primär konservative Therapie, sowie postoperativ setzt sich zunehmend die funktionelle Nachbehandlung durch (Zwipp et al. 1990, Pässler 1998, Thermann 1999, Majewski 2000, Steinbrück 2000). Grundlage dafür sind experimentelle Untersuchungen, die bei moderater frühfunktioneller Beanspruchung bessere Rehabilitationsergebnisse bei Sehnen- und Bandverletzungen gezeigt haben (Woo 1993).

Mittels spezieller konstruktiver Elemente soll der Orthotech Vario-Stabil-Schuh die Achillessehne während der Heilungszeit funktionell dosiert zunehmend beanspruchen, andererseits aber eine Überbelastung des Sehnenregenerates nicht zulassen.

Zwar zeigen klinische Therapiestudien, dass die Nachbehandlung mit dem Orthotech Vario-Stabil-Schuh einer konventionellen Gipsbehandlung überlegen ist, der direkte Einfluss des Stabilshuhs und seiner funktionellen Elemente, die eine Spannungsreduktion in der Sehne bewirken sollen, ist bisher aber nie untersucht worden.

Bereits seit 1985 werden von einer finnischen Arbeitsgruppe Achillesseh-

nenspannungen in vivo bei verschiedenen sportlichen Belastungen registriert. Dabei hat sich als minimal invasive Methode die Optic fiber Transducer-Technologie mit bisher etwa 50 in vivo Applikationen in verschiedenen Sehnen bewährt (Komi et al. 1996, Finni et al. 1998 u. 2000). Das Verfahren wurde mittlerweile auch zur Messung ligamentärer Spannung am oberen Sprunggelenk adaptiert (Alt 2000 u. 2001).

Zielstellung

Ziel dieser Untersuchung war es, die Funktion des Orthotech Vario-Stabil-Schuhs und seiner modular einsetzbaren Elemente zur Reduktion der Achillessehnenbelastung unter rehabilitativ relevanten Bedingungen (Belastungswechsel, Gehen, Radfahren) mit der Optic fiber Technologie in vivo zu prüfen.

Material und Methoden

Das Einverständnis der Ethik-Kommission bei der Landesärztekammer Hessen zur Durchführung dieser Studie lag vor (Nr. 31/02). Die Probanden wurden über mögliche Risiken und Nebenwirkungen schriftlich und mündlich aufgeklärt und gaben ihr Einverständnis schriftlich.

Das Messprinzip des Optic fiber Transducers basiert auf einer kompressionsbedingten Modulation der Lichtintensität (Alt et al. 2000). Im Rahmen des Projektes wurden acht freiwillige Versuchspersonen im Alter zwischen 18 und 52 Jahren untersucht.

Der Orthotech Vario-Stabil-Schuh wurde für die Versuche spezifisch zu- gerichtet, indem dorsal, oberhalb der



1 Für die Implantation der Optic fiber wurde am Vario-Stabilschuh dorsalseitig über der Achillessehne ein Fenster herausgeschnitten. Ein weiterer Ausschnitt an der Basis der Fersenkappe ermöglichte eine modulare Anpassung der Fersenhöhe bei angelegtem Stabilschuh.

Fersenkappe, im Bereich der Achillessehnenpolsterung, ein Fenster eingearbeitet wurde (Abb. 1). So konnte die Optic fiber bei angelegtem Stabilschuh in die Achillessehne implantiert werden (Lohrer&Schüssler 2000) (Abb. 2).

Über bipolare Oberflächen elektromyographie (EMG) wurde die elektrische Aktivität des M. peroneus, M. tibialis anterior, M. gastrocnemius medialis und M. soleus aufgezeichnet (Abb. 3).

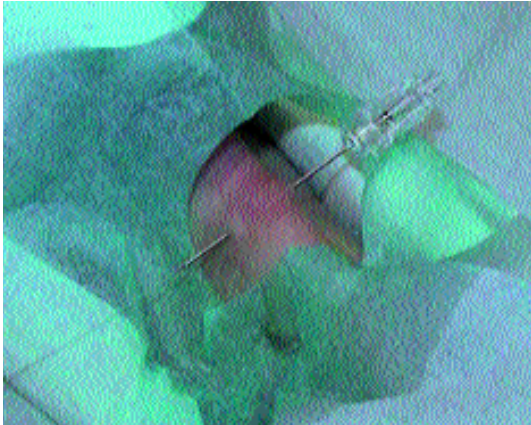
Zunächst hatten die Probanden die Aufgabe, im aufrechten Stand das Körpergewicht abwechselnd von einem auf das andere Bein zu verlagern (Einbeinstandwechsel). Für die Auswertung wurden jeweils neun Belastungsphasen des Testbeines gemittelt, um

1 Orthopädische Abteilung im Sportmedizinischen Institut Frankfurt/Main e. V.

2 Institut für Sport und Sportwissenschaften der Universität Freiburg i. Brsg.

3 Institut für Sportwissenschaften der Universität Stuttgart

4 Neuromuscular Research Center, University of Jyväskylä, Finland



2 Die Implantation der Optic fiber erfolgte mit angelegtem Stabilschuh über eine dorsale Fensterung und unter sterilen Kautelen. Die Achillessehne wurde zunächst mit einer Kanüle, die nach Einführen der Optic fiber entfernt wurde, quer durchstoßen.

repräsentative Aussagen über die Belastungsregulation zu erhalten.

Danach wurden drei Bodenkontaktphasen des Testbeines beim Gehen mit einer Geschwindigkeit von 3 km/h über einen speziellen Laufsteg mit eingebauter Kraftmessplatte registriert und gemittelt (Abb. 4).

Um spezifische Aussagen über die Spannungsregulation ohne Gewichtsbelastung zu erhalten, wurde zusätzlich bei einem Patienten eine Untersuchung auf dem Fahrradergometer (150 Watt, 40 U/min) durchgeführt.

Die resultierende Achillessehnenbelastung wurde mit Hilfe unterschiedlicher Fersenkeilhöhen angestrebt. Dabei wurden zehn Zyklen einerseits mit voll zu gerichtetem Stabilschuh (4 cm Fersenhöhe), und andererseits mit Stabilschuh und reduzierter Fersenhöhe (1 cm) aufgezeichnet und gemittelt.

Für den ersten Messdurchgang war der Stabilschuh mit 4 cm Fersenerhöhung und ventraler Lasche aufgebaut.

Im zweiten Messdurchgang wurde die Dorsalflexion des Sprunggelenkes durch Reduktion von zwei Fersenkeilen verstärkt (Reduktion der Fersenhöhe um 3 cm = Restfersenhöhe: 1 cm). Bei einem Probanden wurde danach die ventrale Lasche entfernt und die Stationen wurden noch einmal absolviert.

Nach Abschluss der Messdurchgänge wurde der Stabilschuh durch einen dorsalen Längsschnitt geöffnet und entfernt, ohne die optische Faser zu tangieren. Es erfolgte sodann ein abschließender, jetzt barfußiger Messdurchlauf zur Erfassung der Relativierungswerte (Kontrollbedingung).

Ergebnisse

Um intraindividuelle Vergleichbarkei-

ten repräsentativ darstellen zu können, wurden in der vorliegenden Untersuchung nur vollständige Datensätze akzeptiert. Wegen der hohen Artefaktbelastung konnten nur von drei Probanden (Tab. 1) vollständige Datensätze gewonnen werden.

Beim Einbeinstandwechsel zeigt sich mit angelegtem Stabilschuh eine Spannungsreduktion an der Achillessehne (Abb. 5). Der mittlere minimale Optic fiber Messwert (Grundspannung der Achillessehne) liegt bei allen Probanden mit voll zugerichtetem Schuh am niedrigsten und erhöht sich mit sukzessiver Reduktion des Orthotech Vario-Stabil-Schuhs bis hin zur Kontrollbedingung (barfuß). Beim Einbeinstandwechsel ist die maximale Achillessehnenanspannung im voll zugerichteten Stabilschuh durchschnittlich um 50 Prozent gegenüber der Kontrollbedingung reduziert. Es findet sich eine hohe interindividuelle Streuung.

Beim Gehen werden unter Kontrollbedingungen (barfuß) durchschnittlich 49 Prozent höhere mittlere maximale Optic fiber Spannungen in der Achillessehne im Vergleich zu den Testbedingungen mit angelegtem Stabilschuh (Abb. 6) beobachtet.

Bei der Fahrradergometrie im Orthotech Vario-Stabil-Schuh wurde, wie in der frühen Phase der Rehabilitation gefordert, die Kraft über den Rückfuß (Fersenkontakt auf dem Pedal) eingeleitet. Die mittleren Maximalwerte lagen bei $0,13 \pm 0,05$ (Stabilschuh mit

Anzeige
Optica

1 cm Fersenhöhe) vs. $0,02 \pm 0,04$ V (Stabilschuh mit 4 cm Fersenhöhe). Dies entspricht einer Spannungsreduktion um 85 Prozent.

Beim Vergleich des EMGs von M. gastrocnemius med. und des soleus mit den Optic fiber Signalen ist eine Zeitverschiebung zum Anstieg der Spannungskurven (time delay) zu erkennen (Abb. 7). Unter Berücksichtigung dieser Verzögerung der Optic fiber-Signalkurve gegenüber der EMG-Kurve (delay) besteht eine hohe Korrelation zwischen EMG und Optic fiber, sowohl beim Einbeinstandwechsel, als auch beim Gehen und bei der Fahrradergometrie.

Diskussion

Die Frage, ob die konstruktiven Elemente des Orthotech Vario-Stabil-Schuhs tatsächlich eine Spannungsreduktion in der zu rehabilitierenden Achillessehne herbeiführen, konnte bisher experimentell nicht untersucht werden. Ebenso wenig wurde der Frage nachgegangen, wie Alltagsbeanspruchungen die sta-

bilschuhgeschützte Sehne beanspruchen.

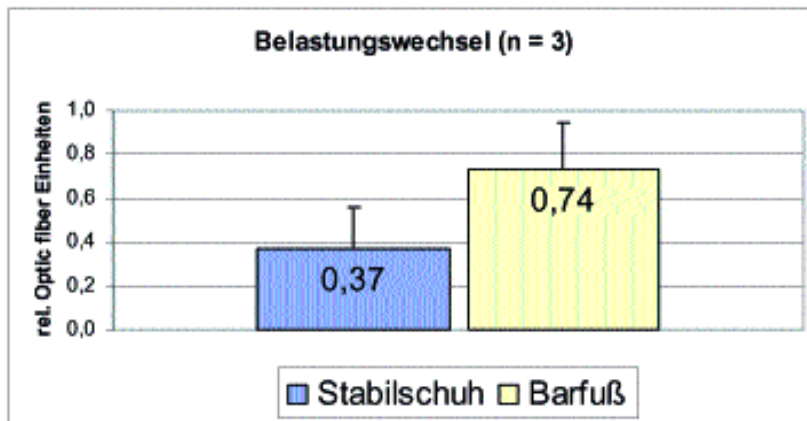
Keine andere Methode zur intravitalem Spannungsmessung an Sehnen und Ligamenten erreicht die minimale Invasivität der Optic fiber, die durch eine konventionelle Venenpunktionkanüle implantiert werden kann und

den Probanden damit kaum belastet. Im Gegensatz zu bisherigen Untersuchungen mit der Optic fiber an der Achillessehne (Komi et al. 1996, Finni et al. 2000) zeigte sich in der vorliegenden Studie, dass erhebliche technische Probleme dadurch induziert werden, dass bei Erniedrigung der Ferse

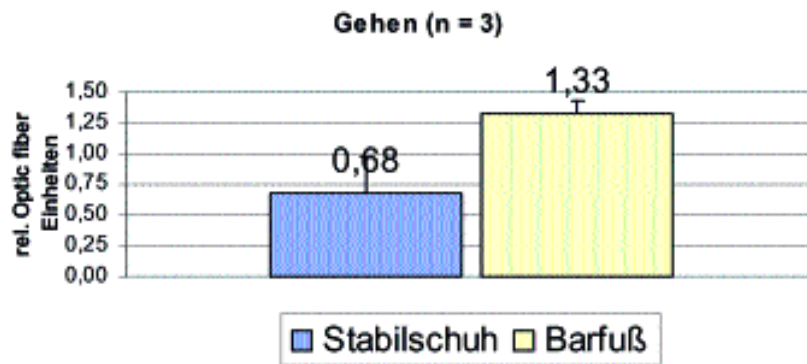


3 Komplett versorgtes Testbein. Neben dem Vario-Stabilschuh sind die applizierten EMG-Elektroden gut erkennbar. Die Optic fiber ist als Schleife durch die Achillessehne implantiert.

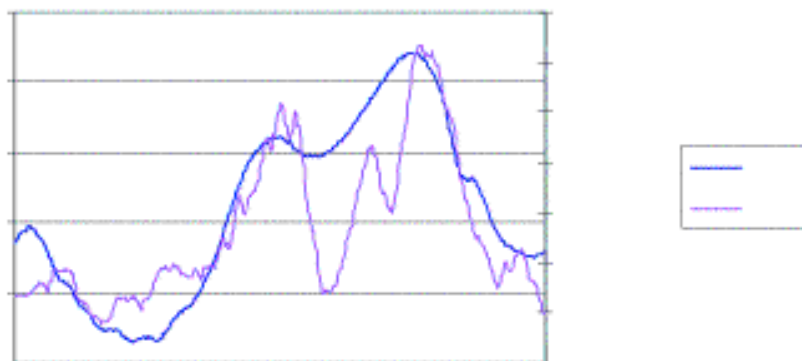
Anzeige
noch nicht nominiert



5 Maximalwerte der Achillessehnenanspannungen gemessen mit der Optic fiber im Einbeinstandwechsel bei drei Probanden. Für die Auswertungen wurden von jedem Probanden jeweils neuen Belastungsphasen gemittelt.



6 Maximalwerte der Achillessehnenanspannungen gemessen mit der Optic fiber im Gehen bei drei Probanden. Für die Auswertungen wurden von jedem Probanden jeweils drei Belastungsphasen gemittelt.



7 Beispiel für die gleichartige Form der Optic fiber Signale und der geglätteten EMG-Kurve des m. gastrocnemius med. und m. soleus (zusammengefasst) beim Gehen (Proband GJ). Gezeigt ist eine Standphase. Nach Berücksichtigung der Verzögerung der EMG Kurve zeigt sich ein hoher Zusammenhang ($r = 0,821$).

im Orthotech Vario-Stabil-Schuh eine Scherkraft zwischen Haut und Achillessehne an der optischen Faser entstehen kann, so dass in einigen Fällen eine vorzeitige Explantation der optischen Faser erforderlich wurde (Artefaktbelastung, Bruchgefahr). Auf ähnliche Probleme haben Arndt et al. (1998) bereits bei isometrischen Experimenten hingewiesen.

Die vorliegende Untersuchung legt erstmalig Daten vor, die an gesunden Achillessehnen im Stabilschuh und unter funktionell relevanten Belastungen des Alltags (Einbeinstand, Gehen, Fahrradergometrie) die relative Achillessehnenanspannung angeben können.

Die Ergebnisse belegen, dass die Sehnenanspannung durch verschiedene Zurichtungsmodalitäten des Orthotech Vario-Stabil-Schuhs tatsächlich modifizierbar ist.

Wie zu erwarten, reduziert der vollaufgebaute Orthotech Vario-Stabil-Schuh mit entsprechender Plantarflexionseinstellung die Spannung der Achillessehne gegenüber der Kontrollbedingung (barfuß). Im Gegensatz dazu induziert die Reduktion der Fersenhöhe einen erheblichen Anstieg sowohl hinsichtlich der Grund- als auch der maximalen Spannungswerte. Ein weiterer Spannungsanstieg lässt sich durch Entfernung der ventralen Lasche beziehungsweise durch Abnahme des Orthotech Vario-Stabil-Schuhs (barfuß) erzielen. Bezüglich der Achillessehnenbelastung im Stabilschuh konnten keine systematischen Unterschiede zwischen den Teststationen Einbeinstand und Gehen nachgewiesen werden. Die Fahrradtests mit Fersenkontakt auf dem Pedal zeigten im Vergleich dazu niedrigere Achillessehnenanspannungen.

Es muss betont werden, dass die Optic fiber Transducer Technologie keine Erkenntnisse über die Werte der absoluten Achillessehnenanspannung in vivo liefert, da die Optic fiber nur relative Vergleiche zwischen den untersuchten Bedingungen zulassen. In der vorliegenden Fragestellung konnte jedoch klar der biomechanische Effekt konstruktionsbedingter Plantarflexion auf die relative Höhe der Achillessehnen erbracht werden.

Die Spannungsanstiege in der Achillessehne, die mittels Optic fiber gemessen wurden, korrespondieren



4 Ganglabor: Beispiel eines voll versorgten Probanden (Stabilschuh, EMG) auf dem Laufsteg.

klar mit den Aktivitäten des EMG von M. gastrocnemius med. et soleus und bestätigen die Befunde von Finni et al. (2000). Eine Signalverzögerung der Optic fiber gegenüber dem EMG des M. gastrocnemius med. et soleus wurde bereits von Komi et al. (1996) dokumentiert, und kann in der vorliegenden Untersuchung bestätigt werden.

Die Tatsache, dass der aktive Beitrag des M. gastrocnemius med. und soleus eine gemeinsame Endsehne (Achillessehne) passiv spannt, scheint zunächst trivial. In der Literatur jedoch wurde die Erkenntnis, dass elektrische Aktivitäten im Muskel (EMG) eine Aussage zur entsprechenden mechanischen Spannungsentwicklung zulassen kontrovers diskutiert (Hof 1988 u. 1997, Solomonow et al. 1990). Die vorliegende Studie belegt einen hohen Zusammenhang zwischen der Achillessehnen Spannungsmessung in vivo (Optic fiber Signal) und dem EMG von M. gastrocnemius med. und soleus.

In Zukunft könnten sich deshalb weiterführende qualitative Untersuchungen auf das EMG zur Analyse der

Spannungsentwicklung in der Rehabilitation von Achillessehnenverletzungen beschränken. Selbst die minimal invasive Optic fiber Transducer Untersuchung scheint danach zur Untersuchung weiterer rehabilitativer Fragestellungen nicht unbedingt erforderlich, zumal durch die Implantation der Optic fiber neuromuskuläre Abläufe beeinträchtigt sein könnten.

Ob die gezeigten Zusammenhänge zwischen EMG und der intratendinösen Spannungsentwicklung auch für die postoperative Achillessehne gelten, muss durch weiterführende Studien geklärt werden. Bei schnelleren Bewegungsabläufen und reaktiver Kontraktion des M. triceps surae Sehnen-Muskelkomplexes beispielsweise beim Laufen und Springen, ist der Zusammenhang aufgrund des zunehmenden Einflusses passiv-elastischer Komponenten durch diese Studie nicht geprüft und scheint eher fraglich.

In dieser Untersuchung wurde der Einfluss bestimmter Belastungsformen im Alltag und externer Orthesenstabilisation auf die Achillessehne geprüft. Bereits Benum et al (1984) haben im Unterschenkelspitzfußgips mittels EMG auf relevante Spannungen in der postoperativen Achillessehne sowohl bei Ent- als auch bei Belastung geschlossen. Die vorliegende Untersuchung zeigt, dass die direkte Quantifizierung von in vivo Daten einen besseren Einblick in die Wirkungsweise auch von orthetischen Hilfsmitteln erlaubt.]

● ● Anschrift für die Verfasser:

Dr. med. Heinz Lohrer
Ärztlicher Direktor
Sportmedizinisches

Institut Frankfurt/M.
Otto-Fleck-Schneise 10
60528 Frankfurt/Main

Dieses Projekt wurde unterstützt durch
das Bundesinstitut für Sportwissen-
schaften (VF 0407/01/11/2002)

Literatur:

- Alt, W., Lohrer, H., Gollhofer, A., Komi, P. (2000): Evaluation of Ankle Ligament Forces Using a Fiber Optic Transducer in vivo. In: Avela, J., Komi, P., Komulainen J. (eds.), 5th annual Meeting of the ECSS: 122
- Alt, W., Lohrer, H., Gollhofer, A., Komi, P. (2001): The role of lateral ligaments in ankle joint stabilization. In: Mester, J., King, G., Strüder, H., Tsolakis, E., Osterburg, A. (eds.), 6th annual Congress of the ECSS: 49
- Arndt, A.N., Komi, P.V., Brüggemann, G.-P., Lukkariniemi, J. (1998): Individual muscle contributions to the in vivo achilles tendon force. Clinical Biomechanics 13: 532-541.
- Benum, P., Berg, V., Fretheim, O.J. (1984): The Strain on Sutured Achilles Tendons in Walking Cast. Eur. Surg. Res. 16, suppl.2: 14-21
- Finni, T., Komi, P.V., Lukkariniemi, J. (1998): Achilles tendon loading during walking: application of a novel Optic fiber technique. Eur. J. Appl. Physiol. 77: 289-291
- Finni, T., Komi, P.V., Lepola, V. (2000): In vivo human triceps surae and quadriceps femoris muscle function in squat jump and counter movement jump. Eur. J. Appl. Physiol. 83: 416-426
- Hof, A.L. (1988): Assessment of muscle force in complex movements by EMG. In: DeGroot, G.; Hollander, A.P.; Huijing, P.A.; Van Ingen Schenau, G.J. (eds.): Biomechanics XI-A, Int. Series on Biomechanics. Amsterdam: Free Uni. Press, 111-117
- Hof, A.L.; (1997): The relationship between electromyogram and muscle force. Sportverl.-Sport-schad., 11: 79-86
- Komi, P.V., A. Belli, V. Huttunen, R. Bonnefoy, A. Geysant, J. R. Lacour (1996): Optic fibre as a transducer of tendomuscular forces. Eur. J. Appl. Physiol. 72: 278-280
- Lohrer, H., Schüssler, W. (2000): Achillessehne in Spannung. Orthopädieschuhtechnik, 10: 65-68
- Majewski, M., Rickert, M., Steinbrück, K. (2000): Die frische Achillessehnenruptur. Eine prospektive Untersuchung zur Beurteilung verschiedener Therapieoptionen. Orthopäde 29: 670-676
- Pässler, H.H. (1998): Die perkutane Achillessehnennaht. Sportorthopädie-Sporttraumatologie 14: 93-95
- Solomonow, M.; Baratta, R.; Shoji, H.; Ambrosia, R.D. (1990): The EMG-force relationships of skeletal muscle; dependence on contraction rate, and motor units control strategy. Electromyogr. clin. Neurophysiol., 30: 141 - 152
- Steinbrück, K. (2000): Achillessehnenrupturen im Sport - Epidemiologie, aktuelle Diagnostik, Therapie und Rehabilitation. Dt. Z. Sportmed. 51, 5: 154-160
- Thermann, H. (1999): Die Behandlung der Achillessehnenruptur. Orthopäde 28: 82-97
- Woo, S.L.-Y., (1993): Die Heilung des medialen Seitenbandes. Sportverl. Sportschad. 7, Sonderheft 1: 3-16
- Zwipp, H., Thermann, H., Südkamp, N., Tscherner, H., Milbrabdt, H., Reimer, P. Heintz, P. (1990): Ein innovatives Konzept zur primärfunktionellen Behandlung der Achillessehnenruptur. Sportverl. Sportschad. 4: 1-64.

Anthropometrische Daten der Testpersonen

	Alter (J)	Gewicht (kg)	Körperhöhe (m)	Body mass index	Schuh- größe
GJ	52	98	1,76	31,6	11
MP	44	84	1,8	25,9	12
JS	21	62	1,75	20,3	10
Mittelwert	39	81,3	1,8	25,9	11
SD	16,1	18,1	0	5,7	1

Tabelle 1