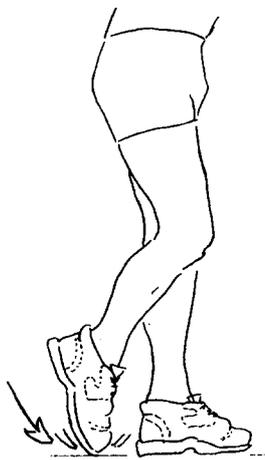


Entwicklung einer dynamischen Orthese für die Rehabilitation von Patienten mit neurologischen Störungen zur Verbesserung von Stabilität und Gang

Von Stig Willner, M.D., Orthopädische Abteilung des Universitätskrankenhauses MAS, S-205 02 Malmö, Schweden;
Jan Smits, C.P.O., Holterbergweide 26, NL-5709 MP Helmond, Niederlande

Hintergrund

Für die Stabilisierung von Knöchel und Fuß stehen eine Reihe von Orthesen zur Verfügung. Häufige Indikationen sind Peroneus-Lähmungen oder andere neurologische Defizite mit schlaffer Lähmung („Spitzfuß“), einem Zustand, der bei verschiedenen Arten von neurologischen Störungen beobachtet werden kann, am häufigsten jedoch



beim Post-C.V.A.-Patienten vorkommt. Der Vorderfuß „fällt herab“, wenn der Patient geht, weshalb das Gehen äußerst anstrengend wird, und ein normaler Gang unmöglich ist. Bei allen neurologischen Verletzungen oder Schäden besteht ein logischer Zusammenhang zwischen dem Tempo der Rehabilitation und der Zeit, die der Patient benötigt, um einen so normalen Gang wie möglich wiederzuerlangen. Dies gilt vor allem für C.V.A.-

Patienten, bei denen so entscheidend ist, das neurologische System durch wiederholte „normale“ Bewegungen wieder dazu zu bringen, entsprechend zu reagieren.

Bisher war die orthopädische Behandlung von „Spitzfüßen“ auf konventionelle Apparate (AFO's) beschränkt. Ursprünglich bestanden diese aus Metallschienen mit Federn, die in Schuhe eingesetzt oder eingebaut wurden. Die Kunststofftechnologie hat jedoch eine Reihe von maßgefertigten oder vorgefertigten Kunststoff-Apparaten (hauptsächlich aus Polypropylen) hervorgebracht. Ziel und Funktion dieser Produkte war bisher, den Fuß zu „umklammern“, um das „Herabfallen“ zu verhindern. Das Aufheben des Vorderfußes ist dabei nicht dynamisch, Stellung und Bewegung des Fußes bleiben rigide. Durch das Tragen einer solchen Orthese wird zwar das „Nachziehen“ des Fußes etwas gemildert, der Gang des Patienten verbessert sich aber nicht wesentlich, und der Patient ist auch nicht in der Lage, die Strecke die er oder sie zurücklegen kann, wesentlich zu verlängern, was nicht nur für das neurologische Rehabilitationsprogramm, sondern auch für die

Rehabilitation und Stärkung des kardiovaskulären Systems und des Atmungssystems so wichtig wäre.

Disziplin und Geduld beim Tragen solcher Orthesen sind oft wenig ausgeprägt. Einige Gründe dafür sind die Schwerfälligkeit und das Gewicht der Schiene, ein unangenehmes Gefühl an der Ferse und die Probleme beim Tragen der Orthese in gewöhnlichen Schuhen. Oft muß der Patient größere Schuhe kaufen, um für die Orthese Platz zu haben.

Anstatt die Funktion einer Orthese auf das „Herabfallen“ oder „Nachziehen“ des Fußes zu beschränken, wäre ein produktiveres und nützlicheres Ziel für den Einsatz einer Orthese unter den genannten Umständen die Verbesserung des Gangs, um dem Patienten die Möglichkeit zu geben, aktiver an seinem Rehabilitationsprogramm teilzunehmen. Die Entwicklung einer neuen Orthese hat daher nicht nur die Verbesserung des Tragekomforts und der Paßform der Schiene zum Ziel, sondern auch die Einführung einer dynamischeren Orthese zur Verbesserung des Gangs und zur Steigerung der Gehkapazität.

Es gibt zahllose Studien, die den Gang von Amputierten mit und ohne energiespeichernde Prothesefüße vergleichen. Durch das Tragen von energiespeichernden Prothesefüße kann der Gang wesentlich verbessert werden. Personen mit energiespeichernden Prothesefüße vergrößern ihre Schrittlänge, gehen rascher und legen weitere Strecken zurück.

Die Entwicklung einer neuartigen Orthese für Spitzfüße konzentriert sich daher auf die Verbesserung des Gangs und der Gehkapazität. Wir wissen, daß dies den Trägern von Beinprothesen durch Einarbeiten der Merkmale eines energiespeichernden Fußes in die Prothese möglich ist. Wir haben Untersuchungen darüber durchgeführt, wie wir die gleichen Merkmale in einer Orthese für die unteren Extremitäten umsetzen können, um den neurologisch beeinträchtigten Fuß wirkungsvoller zu „mobilisieren“, so wie dies bereits beim Einsatz eines Energiespeichers zur „Mobilisierung“ von Prothesefüßen geschieht.

Wahl des Materials

Geringes Gewicht, Stabilität und dynamische Merkmale sind die Parameter für das effiziente Funktionieren eines energiespeichernden Fußes. Die gleichen Faktoren sollten deshalb für die Entwicklung einer funktionelleren Orthese für Spitzfüße angesetzt werden. Um diese Merkmale zu schaffen, ist die Wahl des Materials von großer Wichtigkeit. Eine finite Elementanalyse führte zur Entwicklung eines auf thermohärtenden Epoxidharzverbindungen basierenden Materials, verstärkt mit Glas-, Kohlenstoff- und Kevlarfasern. Ein durchgehendes Merkmal aller dieser Materialien ist das geringe Gewicht. Außerdem sind Glasfasern sehr elastisch - ein wichtiges Merkmal, damit sich der proximale Abschnitt der Orthese auf unterschiedliche Wadenumfänge „einstellen“ kann. Kohlenstoff-Fasern geben die erforderliche Festigkeit für die Stabilisierung des Knöchels. Kevlar bietet nicht nur die erforderliche Verstärkung der Sohle, um eine Plantarflexion (Spitzfuß) zu verhindern, aber auch die nötige Flexibilität, um das Abheben der Zehen und das Aufheben des Fußes beim Gehen zu erleichtern und dadurch den Gang so weit wie möglich zu normalisieren.

Konfiguration der Orthese

Untersuchungen der biomechanischen Erfordernisse für einen „normalen“ Gang ergaben, daß sich das Fersenbein beim Auftreten mit der Ferse nach außen dreht, wodurch die Pronationsfunktion ausgelöst wird. Aus diesem Grund erscheint ein „Freihalten“ der Ferse entscheidend, damit sie diese Funktion ausüben kann. Herkömmliche Orthesen benützen eine dorsale Wadenstütze. Die dynamische Orthese hat eine frontale Stütze, damit die Ferse ihre biomechanische Funktion erfüllen kann und die Orthese nicht mit den empfindlichen rückwärtigen Strukturen wie der hinteren Wadenmuskulatur, der Achillessehne und der hinteren Oberkante des Fersenbeins in Berührung kommt. Außerdem stützt die frontale Stütze die Tuberositas Tibiae. Dadurch erhält das Bein beim Gehen mehr Stabilität, und das Knie kann besser bewegt werden.



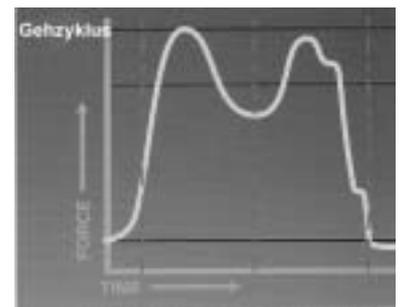
Funktion

Die Energie beim Auftreten mit der Ferse wird über die Kevlar-/Kohlenstoff-Fasersohle übertragen weil die Bewegung gebremst wird. Die Elastizität der Sohle verbessert die Schrittphase - vor allem im Vorderfußbereich. Die Mittelfußknochen bilden den Hebelreihpunkt für das Abrollen des

Vorderfußes, wodurch das Körpergewicht über die Basis der Stütze hinaus übertragen werden kann und die Schrittlänge vergrößert werden kann. Wenn sich der Oberkörper vorwärts bewegt, übt das Schienbein Druck auf die Schienbeinplatte aus, womit die Energie in der Sohle aktiviert und der Impuls für das Abheben der Zehen erzeugt wird.

Ergebnisse beim Tragen der dynamischen Orthese

Die Gehkapazität mit ToeOFF™ wurde im Ganglabor der orthopädischen Abteilung des Universitätskrankenhauses Lund, Schweden, im Rahmen einer objektiven Studie unter Verwendung eines VICON Systems getestet. Testperson war unter anderem ein



35 Jähriger Patient mit einer Lähmung des linken medialen Triceps Surae. Verglichen wurden die Gehresultate bei Verwendung 1) von Schuhen ohne Orthese, 2) einer herkömmlichen Orthese (AFO) und 3) der dynamischen Orthese ToeOFF™. Auf dem Video ist das Ergebnis beim Tragen von ToeOFF™ zu sehen: Der

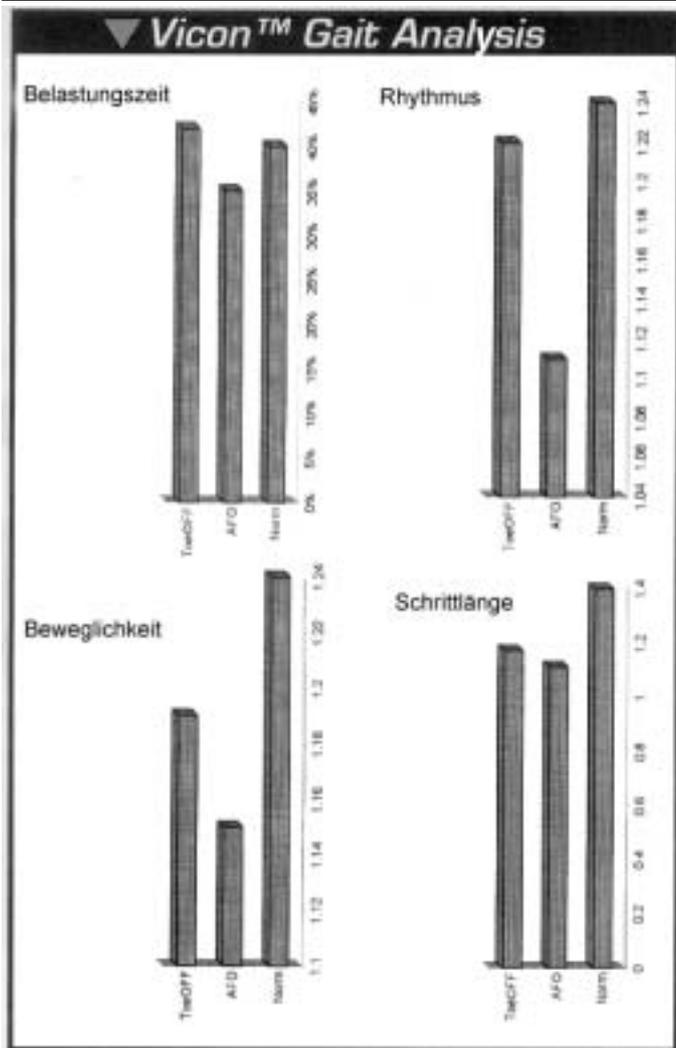
Patient hinkt weniger. Der Fuß fällt weniger herab, Hüfte und Knie werden besser flektiert, die Schritte sind länger, und das betroffene Bein wird länger belastet.



Zu beobachten ist eine Verbesserung in der Beweglichkeit der Gelenke mit Hilfe von ToeOFF™: Das Hüftgelenk kann im Vergleich zu herkömmlichen Orthesen (AFO's) weiter gestreckt werden. Dies deshalb, weil die Mittelfußknochen bewegt werden können, womit eine bessere Hüftposition erreicht wird. Mit ToeOFF™ kann der Patient auch das Kniegelenk besser strecken. Im Knöchel bewirkt ToeOFF™ im Vergleich die geschmeidigste Bewegung, während mit herkömmlichen Orthesen die geringste Beweglichkeit festgestellt wurde.

Mit den VICON Computermessungen wurden Beweglichkeit (Meter/Sekunde), Schrittlänge (Meter), Rhythmus (Schritte/Minute) und Belastungszeit (Prozent des Zyklus) verglichen

	Norm	AFO	ToeOFF™
Belastungszeit (Prozent des Zyklus)	40	35	42
Rhythmus (Schritte/Minute)	1,24	1,11	1,22
Beweglichkeit (Meter/Sekunde)	1,24	1,15	1,19
Schrittlänge (Meter)	1,4	1,11	1,17



Zusammenfassung

Zum Zeitpunkt der Erstellung dieser Studie wurde ToeOFF™ bereits für mehr als 500 Patienten mit Fußschwächen aufgrund verschiedener neurologischer Fehlfunktionen verschrieben. Die Rückmeldungen waren sehr positiv, und in allen Fällen wurde ToeOFF™

herkömmlichen Schienen vorgezogen. Bedingt durch die geringe Dicke und die Beschaffenheit von ToeOFF™ kann die Orthese einfach und praktisch in gewöhnlichen Schuhen getragen werden. Zur Verbesserung des Tragekomforts oder zur Veränderung von Beuge- und Streckbewegungen des Knies kann die Schiene mit zusätzlichen Einlagen oder anderen orthopädischen Hilfsmitteln ausgestattet werden. Wegen des geringen Gewichts (90-125 Gramm) wird ToeOFF™ auch von Patienten mit schwacher Muskulatur gut angenommen.

Die Gehkapazität wird durch die gute Paßform und das geringe Gewicht der Schiene und durch mehr Dynamik beim Gehen sichtbar besser. Patienten erzielen drei- bis fünffache Steigerungen ihrer Gehleistungen. Jüngere Patienten, z.B. mit Peroneus-Lähmung, können 5 km gehen, während sie ohne oder mit herkömmlichen Spitzfuß-Orthesen maximal einen Kilometer weit kommen. Aufgrund der Festigkeit des Materials (vor allem bedingt durch die Kohlenstoff- und Kevlarfasern) ist die ToeOFF™-orthese äußerst widerstandsfähig gegen die Gewichtsbelastung beim Stehen und Gehen.

Weitere Studien zur objektiven Bewertung des höheren Aktivitätsniveaus, des geringeren Energieaufwands während des Gehens und der Zufriedenheit der Patienten sowie der sich daraus ergebenden Tragedisziplin wurden angeregt und für weitere Forschungsprojekte freigegeben.

Für wirtschaftliche Informationen bezüglich ToeOFF™ setzen Sie sich bitte mit Camp Scandinavia AB in Verbindung, Karbingatan 38, S-254 67 Helsingborg, Schweden, Tel. +46 42 15 9120, Fax +46 42 15 8316, Web Site: www.campscandinavia.se.

Literaturverzeichnis:

- Murray M.P, Drought A.B, Kory R.C. "Walking patterns of normal men" J. Bone Joint Surg. 1984; 46A:335-360.
- Perry J. "Gait analysis: Normal and Pathological Function" Slack Int. Book Distributors; 1992.
- Perry J, Hoffer M.M, Giovan P, Antonelli D, Greenbert R. "Gait analysis of the triceps surae in cerebral palsy" J. Bone Joint Surg. 1974;56A:511.
- Skinner S.R, Antonelli D, Perry J, Lestyer D.K. "Functional demands on the stance limb in walking" Orthopedics 1985;8:355-361.
- Waters R.L, Perry J, Antonelli D, Hislop H. "Energy cost of walking of amputees; The influence of level of amputation" J. Bone Joint Surg. 1976; 58A:42-46.
- Waters R.L, Yakura J.S. "The energy expenditure of normal and pathological gait" Critical Reviews in Physical and Rehabilitation Medicine 1989; 1:187-209.