

Studien
Hydraulische Knöchelgelenke

Hydraulische Knöchelgelenke

Nachdem die vorherrschende Meinung seit mehr als einem Jahrzehnt in Frage gestellt wird, werden weitere wissenschaftliche Erkenntnisse über die medizinischen Vorteile hydraulischer Knöchelgelenke veröffentlicht.



Jeder menschliche Fuß besteht aus 26 Knochen. Beide Füße zusammen besitzen 25 % aller Knochen eines Menschen. Darüber hinaus besitzt ein Fuß 30 verschiedene Gelenke und über 100 Muskeln, Sehnen und Bänder. Dank dieses komplizierten Aufbaus können wir über eine Vielzahl unterschiedlichster Oberflächen laufen und das Gleichgewicht halten, meist ohne überhaupt darüber nachzudenken.

Der Aufbau von Prothesenfüßen war seit jeher wesentlich schlichter. Über viele Jahre basierte das Konzept auf einer möglichst effizienten Speicherung und Freisetzung von Energie. Dies wird durch federartige Elemente aus Kohlefaser erreicht, die sich während der Gewichtsaufnahme deformieren und Energie speichern, die im Moment des Zehenabstoßes des Anwenders freigesetzt wird. Dadurch wird ein Teil des Vortriebs wiederhergestellt, der normalerweise durch die Muskeln im Knöchelgelenk erzeugt wird.

Allerdings ist das Knöchelgelenk bei diesen Designs üblicherweise fixiert, um eine effiziente Energieübertragung sicherzustellen. Aus diesem Grund ist die Beweglichkeit dieser federartigen Elemente entscheidend, um eine Anpassung an unebenes Gelände zu erreichen. Früheren Studien zufolge ist diese mangelnde Anpassungsfähigkeit ein Nachteil konventioneller Prothesen¹, weshalb die meisten Prothesenträger bereits bei kleinsten Unebenheiten Schwierigkeiten mit dem Gehen bekommen^{2,3}.

Die Einführung hydraulisch gedämpfter Knöchelgelenke zur Behebung dieser Probleme war kontrovers, da es der damaligen Lehre und dem Erkenntnisstand in der Biomechanik von Prothesen widersprach. Wie sollte diese Technologie dem Anwender nutzen, wenn die effiziente Energiefreisetzung beeinträchtigt ist?

Biomimetik des Knöchelgelenks

Biomimetik ist die Fähigkeit eines Designs, das natürliche Verhalten der Sache nachzuahmen, die es ersetzen soll. Prothesenfüße mit konventioneller Energiespeicherung und -rückgabe (ESR) sind auf die Deflexion der Kohlefaserfedern der Ferse und des Vorfußes angewiesen, um das Abrollen des Fußes während des Gehens zu ermöglichen. Aus technischer Sicht kann dies durch zwei Federn am Knöchelgelenk (eine vorne, eine hinten) nachempfunden werden, die einen Gleichgewichtspunkt besitzen, der



Fester Gleichgewichtspunkt

Variabler Gleichgewichtspunkt

während der Anpassung der Prothese im Ruhezustand festgelegt wird. Während die Effizienz der Federn vorgibt, wie viel Energie zurückgegeben wird, besteht keine Kontrolle darüber, wann die Energie während des Gangzyklus freigesetzt wird, weshalb sich die Füße nur begrenzt an unterschiedliche Umgebungen anpassen.

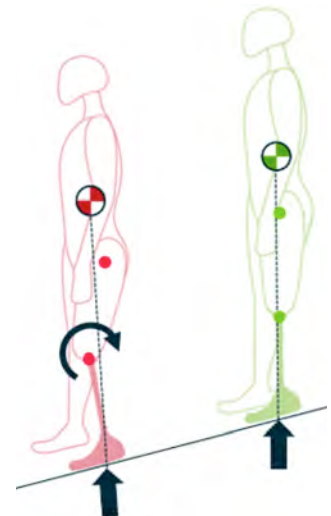
Hydraulische Knöchelgelenke bieten eine Alternative zu diesem herkömmlichen Design und erzeugen ein besseres biomimetisches Modell. Dieses Design besitzt weiterhin Fersen- und Vorfußfedern, jedoch nicht mehr als starres, sondern als bewegliches Gelenk. Die hydraulische Dämpfung wird zur Steuerung der Gelenkbewegung genutzt. Sie erzeugt viskoelastische Eigenschaften, die mehr dem Verhalten menschlicher Muskeln ähneln. Dementsprechend kann dieser Mechanismus wie zwei federgedämpfte Designs gestaltet werden, die eine variable Gleichgewichtslage bieten. Im Grunde kann sich das Gelenk selbst ausrichten und anpassen.

Selbstausrichtung

Die Anpassung des Knöchelgelenks an den Untergrund ist auch im Stehen wichtig. Auf ebenem Untergrund passt der Orthopädietechniker die Prothese absichtlich so an, dass die auf die Gelenke des Unterschenkels einwirkenden Kräfte so gering wie möglich sind. Der Vektor des Körpergewichts sollte vor dem Gelenk, leicht vor dem Knie und durch oder knapp hinter der Hüfte verlaufen. Bei einem ESR-Fuß findet keine Anpassung des Knöchelgelenks statt, weshalb beim Stehen auf einer Schräge oftmals Ausgleichsbewegungen erforderlich sind. Eine Möglichkeit, den Fuß flach auf den Boden zu bringen, besteht durch Beugen des Knies. Dadurch verschiebt sich der Vektor des Körpergewichts hinter das Knie und es entstehen Kräfte, denen der Amputierte entgegenwirken muss. Dies erschwert das Halten des Gleichgewichts und führt zu einer schnelleren Ermüdung im Stehen.

Eine Alternative besteht darin, das Knie zu überdehnen, das Gewicht auf die Ferse zu verlagern und den Rumpf nach vorne zu beugen. Dadurch verschiebt sich der Vektor des Körpergewichts vor die Hüfte, was erneut eine ungünstige Haltung und Kräfte erzeugt, die durch andere Muskeln ausgeglichen werden müssen.

Diese Ausgleichsbewegungen führen im Allgemeinen



Selbstausrichtung des Knöchelgelenks ermöglicht aufrechte Körperhaltung und gleichmäßige Gewichtsverteilung

dazu, dass ein größerer Teil des Körpergewichts auf die gesunde Gliedmaße verlagert und mehr Energie verbraucht wird. Amputierte verbrauchen bei vergleichbaren Aufgaben im Alltag mehr Energie als körperlich gesunde Personen. Müssen durch Haltungsfehler verursachte Kräfte zusätzlich ausgeglichen werden, machen sich diese Anstrengungen schnell bemerkbar.

Die Druckverteilung bei der Schaftverbindung wird außerdem durch die Neigung des Geländes beeinflusst^{4,5}, was zu Beschwerden oder gar Verletzungen an der Gliedmaße führen kann. Ein Fuß, der sich unterschiedlichen Neigungen anpasst, hält den Schaft in der richtigen Position und reduziert die Wahrscheinlichkeit, dass empfindliche Bereiche hohen Belastungen ausgesetzt sind, was das allgemeine Wohlbefinden verbessert.

Hydraulische Produkte passen sich der Hangneigung an und sorgen dafür, dass der Vektor des Körpergewichts optimal an Knie und Hüfte ausgerichtet ist. Dies ermöglicht eine natürlichere Haltung und eine bessere Körpersymmetrie, was gemeinhin als Faktor zur Verringerung möglicher Gesundheitsprobleme des Bewegungsapparats wie Osteoarthritis und Schmerzen im unteren Rücken angesehen wird, die bei Unterschenkelamputierten weit verbreitet sind^{6,7}.

Studien haben gezeigt, dass die Belastung des Prothesenfußes bei Verwendung eines hydraulischen Knöchelgelenkes um bis zu 24 % zunehmen kann, während die Belastung der gesunden Gliedmaße um bis zu 20 % zurückgeht⁸. Das Ergebnis ist ein besseres Gleichgewicht, was die Verringerung von Bewegungen im Druckschwerpunkt um durchschnittlich 25 % zeigt. Dies reduziert die Wahrscheinlichkeit von Stürzen, ein anderes, weit verbreitetes Problem für Amputierte⁹.

Gehen auf geneigtem Gelände

Eine Anpassung des Knöchelgelenks ist nicht nur im Stehen von Vorteil. Im abfallenden Gelände ist es wünschenswert, den Fuß zum richtigen Zeitpunkt effizient flach auf den Boden zu bringen, um eine stabile Auflage zur Unterstützung zu haben. Bei einem herkömmlichen ESR-Fuß ist die Ferse so konzipiert, dass sie den Anwender nach vorne bewegt, wodurch in diesem Szenario der Unterschenkel zu schnell nach vorne dreht, da die Ferse den Anwender zum Zeh schiebt. Dies kann zu einer übermäßigen Knieflexion oder zu einem zusätzlichen Einsatz der Hüfte führen, da der Anwender versucht, die Bewegung auszugleichen und zu kontrollieren. Bei einem hydraulischen Knöchelgelenk passt sich das aufgeladene Gelenk der Oberfläche so an, dass der Fuß flach auf der Schräge aufliegt, während sich das Bein noch immer in einer natürlichen Position befindet. Dies sorgt für eine größere Impulskontrolle, da die Fersenfeder weniger Energie freigibt und dadurch die erforderliche Gangkompensation verringert.

Gleichermaßen muss der Anwender beim Bergaufgehen

mit dem ESR-Fuß seinen Körper hoch und über die Vorfußfeder bewegen, die ihm entgegenwirkt. Dies ist mit großer Anstrengung verbunden und kann zu einer Überdehnung des Knies führen. Das hydraulische Knöchelgelenk ermöglicht



die Dorsalflexion, damit sich das Bein leichter über den Fuß drehen kann. Die Feder wirkt dabei in Richtung der Vorwärtsbewegung. Dieser Vorteil macht sich auch beim Gehen auf Gelände bemerkbar, das eine seitliche Neigung (Wölbung) aufweist.

Eine Studie hat gezeigt, dass die Gelenkmomente hydraulischer Knöchelgelenke jene des gesunden Knöchelgelenks des Anwenders und unversehrter Probanden beim Gang über gewölbte Oberflächen besser repliziert als ESR-Füße¹⁰. Dies hebt das biomimetische Designprinzip hervor, das hinter hydraulischen Knöchelgelenken steht.

Energieaufwand

Da Anwender nicht gegen die Fußfedern arbeiten müssen, ist das Gehen auf geneigtem Gelände mit hydraulischen Knöchelgelenken energieeffizienter und weniger ermüdend. Eine Studie hat untersucht, wie viel Energie Amputierte beim Gang über geneigtem Gelände verbrauchen, indem ihr Sauerstoff- und Kohlendioxidgehalt in der Lunge analysiert wurde¹¹. Studienteilnehmer wurden gebeten, mit dem fixierten ESR-Fuß und mit dem hydraulischen Knöchelgelenk Echelon von Blatchford auf unterschiedlich geneigten Oberflächen zu gehen. Über die verschiedenen Neigungen verbrauchten Probanden mit den hydraulischen Knöchelgelenken durchschnittlich 20 % weniger Energie.

In der Vergangenheit existierte das Vorurteil, dass Anwender beim Gang über ebenen Untergrund mit hydraulischen Knöchelgelenken schneller ermüden, da diese Energie absorbieren. Allerdings darf nicht nur die freigesetzte Energie berücksichtigt werden. Es kommt auch darauf an, wann die Energie im Gangzyklus freigesetzt wird und wie der Fuß in diesem Moment ausgerichtet ist.

Bei einem unversehrten Knöchelgelenk kontrollieren die Muskeln während der Fortbewegung mithilfe konzentrischer und exzentrischer Kontraktion den Umfang der Gewichtsaufnahme, verhindern das Aufklatschen der Füße und steuern, wie schnell sich die Beine und der Rest des Körpers vorwärtsbewegen. Hydraulische Knöchelgelenke zielen darauf ab, dieses „viskoelastische Verhalten“ durch die Einstellung von Ventilen nachzuahmen, die eine individuell Anpassung der Gelenkrotation und der in den Fersen- und Vorfußfedern gespeicherten Energie ermöglichen.

Die gleiche Studie¹¹ hat außerdem untersucht, wie viel Energie Amputierte aufwenden, wenn sie mit den gleichen zwei Prothesenfüßen mit unterschiedlicher Geschwindigkeit auf ebenem Gelände gehen. Über die verschiedenen Geschwindigkeiten hinweg verbrauchten Probanden mit den hydraulischen Knöchelgelenken durchschnittlich 12 % weniger Energie. Dies bedeutet, dass Probanden mit ihren hydraulischen Knöchelgelenken bei gleichem Energieaufwand 7 % schneller gehen konnten.

Bessere Mobilität

Wenn Patienten ihr eigenes Schrittempo wählen, erhöht sich die Geschwindigkeit um bis zu 8 %¹²⁻¹⁴, während die Vorwärtsbewegung im Gangzyklus flüssiger war^{14,15}.

Die Tatsache, dass Amputierte unter Verwendung von hydraulischen Knöchelgelenken ein schnelleres Schrittempo wählen, deutet auf ein besseres Energiemanagement der Prothesehin. Schnelleres Gehen vergrößert normalerweise die Kräfte, die auf den Körper einwirken. Unter Berücksichtigung dieser erhöhten Gehgeschwindigkeit haben hydraulische Knöchelgelenke die von gesunden Gliedmaßen geleistete Arbeit nachweislich um durchschnittlich 17 % reduziert und damit die Belastungssymmetrie zwischen den Gliedmaßen verbessert. Eine geringere Beanspruchung der gesunden Gliedmaßen während des Gehens kann die Gefahr einer Osteoarthritis verringern, die häufig bei Amputierten auftritt⁶.

Es gibt weitere Vorteile, die Belastung gesunder Gliedmaßen zu reduzieren. Die häufigste Ursache für eine Amputation der unteren Gliedmaßen sind dysvaskuläre Erkrankungen wie Diabetes. Studien zeigen, dass diese Erkrankungen Ursache für bis zu 82 % aller Amputation der unteren Gliedmaßen in den USA sind¹⁶. Diese sind oft auf die Bildung von Druckgeschwüren unter dem Fuß zurückzuführen, die nicht erkannt werden und unbehandelt bleiben¹⁷. Einem von zehn Patienten mit einer dysvaskulären Erkrankung, bei dem bereits eine Amputation vorgenommen wurde, muss innerhalb von 12 Monaten¹⁸ die gegenüberliegende Gliedmaßen abgenommen werden. Deshalb ist der Schutz des gesunden Fußes von höchster Bedeutung.

Eine Studie, die den Druck unter dem gesunden Fuß eines Amputierten untersuchte, ergab, dass der Spitzendruck durchschnittlich 24 % geringer war, wenn Probanden hydraulische Knöchelgelenke und keine festen oder elastischen Prothesen trugen¹⁹. Dies sorgt für einen erheblichen gesundheitlichen Nutzen für das gegenüberliegende Bein. Es ist außerdem wahrscheinlich, dass der Rückgang an Gangkompensationen (etwa das Hochziehen der Hüfte) zu dieser Beobachtung beitrug.

Dabei dürfen nicht nur die Kräfte berücksichtigt werden, die auf die gesunde Gliedmaßen einwirken. Auch die Stümpfe von dysvaskulär Erkrankten sind anfällig. In diesen Fällen ist das Weichgewebe empfänglicher für Verletzungen²⁰, es heilt nicht so schnell wie gesundes Gewebe²¹ und kann von peripherer Neuropathie betroffen sein, wodurch Gewebeerstörungen auftreten und

Schädigungen unerkannt bleiben können. Wie Geschwüre am Fuß aufgrund von Diabetes, die überhaupt erst zur Amputation führen¹⁷, bereiten Druckgeschwüre am Stumpf für Prothesenträger großen Anlass zur Sorge^{22,23}. 34,5 % aller Druckgeschwüre, die in Krankenhäusern auftreten, sind auf Medizinprodukte zurückzuführen²³. 24 % aller transtibial und 14 % aller transfemorale Amputierten, die an einer vaskulären Komorbidität leiden, bedürfen innerhalb eines Jahres nach dem ersten Eingriff einer Nachoperation oder Nachamputation an einer höheren Stelle¹⁸. Dies zeigt, dass der Schutz des Stumpfes von entscheidender Bedeutung ist.

Die Druckunterschiede an der Übergangsstelle des Stumpfes wurden beim Gehen mit einem ESR-Fuß und einem hydraulischen Knöchelgelenk untersucht²⁴. Beim Gehen über verschiedene Geländetypen wie befestigte Bodenflächen, Gras, Treppen und Neigungen wurde der Spitzendruck auf den Stumpf mit dem hydraulischen Produkt um bis zu 81 % reduziert. Die Belastungsraten wurden ebenfalls um bis zu 87 % reduziert. Diese Unterschiede können wahrscheinlich vor der Entstehung von Druckgeschwüren schützen.

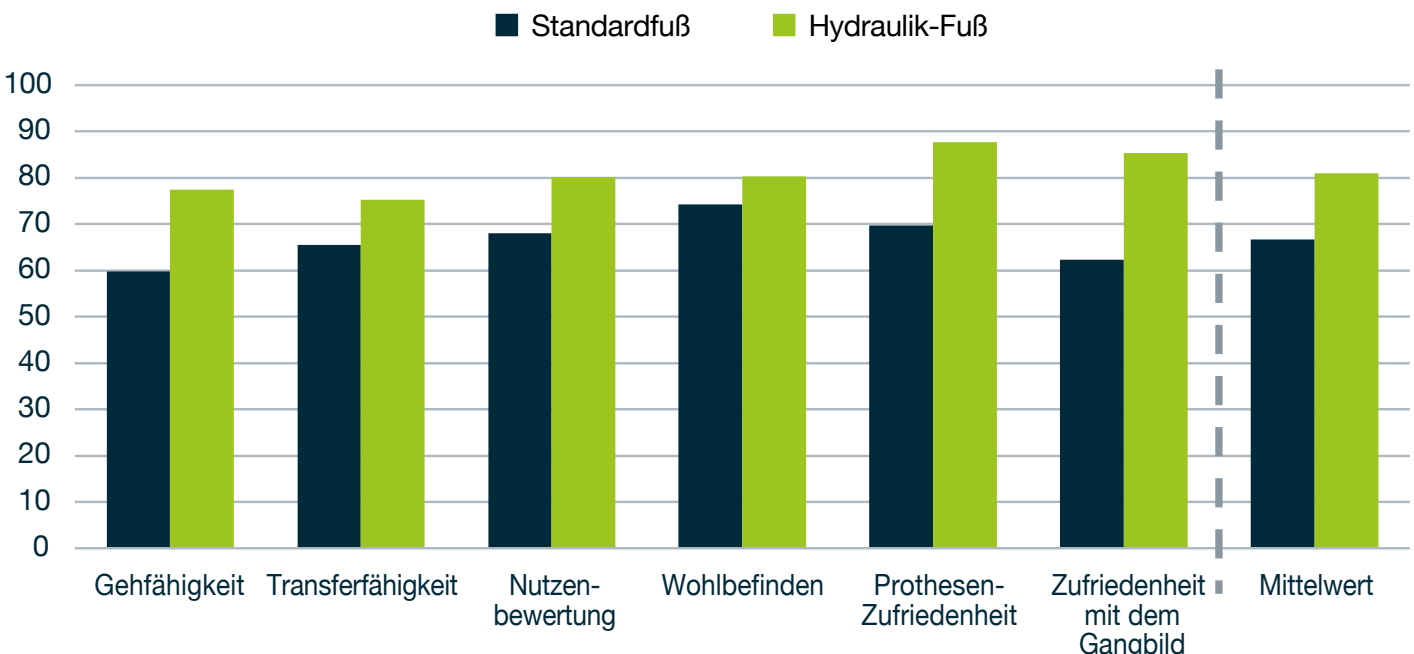
Verringerung der Sturzgefahr

Während der Standphase ist das Lade- und Energiemanagement von großer Bedeutung. Während der Schwungphase besteht das Ziel darin, den Fuß korrekt zu positionieren, ohne mit dem Zeh hängen zu bleiben. Stürze sind ein Hauptproblem für Amputierte⁹. Sie werden gleichermaßen durch den Verlust des Gleichgewichts und durch Stolpern ausgelöst²⁵. Der Verlust der Muskelfunktion und der Propriozeption in der unteren Gliedmaßen führen dazu, dass die Zehenfreiheit (die Entfernung zwischen Zeh und dem Boden während der Schwungphase) nach einer Amputation beeinträchtigt ist und die Wahrscheinlichkeit zunimmt, dass der Zeh hängenbleibt und der Anwender



Dorsalflexion in Schwungphase für mehr Bodenfreiheit

Kombinierte PEQ-Werte für Echelon/AvalonK2 v Standardfüße



stürzt. Die Bewegung hydraulischer Knöchelgelenke bringt den Fuß am Ende der Standphase in eine Dorsalflexion, in der er während des Schwungs verharrt. Infolgedessen erhöht sich die Mindestbodenfreiheit bei hydraulischen Knöchelgelenken im Vergleich zu starr befestigten Füßen um durchschnittlich 18 %¹². Diese Dorsalflexion bietet den zusätzlichen Vorteil der Stoßdämpfung und Federung, da das Knöchelgelenk während der Standphase voll beweglich bleibt.

Patientenzufriedenheit

Hydraulische Knöchelgelenke liefern nicht nur unter Laborbedingungen hervorragende Ergebnisse. Zwei eigenständige Studien haben anhand des Seattle Prosthesis Evaluation Questionnaire²⁶ (Umfrage zur Bewertung von Prothesen, kurz: PEQ) die unterschiedlichen Bewertungen von Patienten ausgewertet: Eine Studie hat den Echelon mit einem ESR-Fuß für K3-Anwender verglichen²⁷, die andere den Avalon^{K2} mit Multiflex-Füßen für K2-Anwender²⁸. Patienten bewerteten ihre derzeit verwendeten Prothesen hinsichtlich ihrer Mobilität und wie sie ihre Prothese und Aspekte ihres Lebens wahrnehmen, die durch ihre Amputation beeinflusst sind. Danach wurden Sie mit einer hydraulischen Prothese ausgestattet und verwendeten diese im Alltag, bevor Sie die Bewertung erneut durchführten.

Nach vier Wochen hatten sich die Bewertungen in allen Bereichen verbessert. Beim Avalon^{K2} zeigte sich im Durchschnitt aller Kategorien eine Verbesserung um 23 %²⁸, beim Echelon eine Verbesserung um 21 %²⁷. Die größten Unterschiede zeigten sich in den Kategorien Fortbewegung, Zufriedenheit mit der Prothese und Zufriedenheit mit dem Gang. Anwender des Avalon^{K2} bewerteten die Fortbewegung um 29 % und Anwender des Echelon um 30 % besser, was auf eine Verbesserung ihrer funktionalen Mobilität hindeutet. Sowohl die Zufriedenheit mit der Prothese als auch mit dem Gang erhöhten sich signifikant. Dies trifft insbesondere auf die Zufriedenheit mit dem Gang zu, die Anwender des Avalon^{K2} mit einer erstaunlichen Verbesserung von 42 % bewerteten!

Prothesenträger mit geringer Mobilität

Etwa 75 % aller Unterschenkelamputierten sind älter als 60 Jahre^{29,30}. Im Alter können weitere Einschränkungen der Mobilität auftreten, weshalb neue Technologien erforderlich sind, die sich speziell auf die biomechanischen Bedürfnisse dieser Altersgruppe fokussieren.

Der Avalon^{K2} von Blatchford kombiniert einen speziell konzipierten, festen Fußkiel mit einer hydraulischen Knöchelgelenkstechnologie. Ergänzend zu den bereits erwähnten, selbst wahrgenommenen Verbesserungen²⁸, nahm die Gehgeschwindigkeit bei Anwendern mit geringer Mobilität mit diesem Fuß um etwa 6,5 % zu³¹. Die Belastungssymmetrie zwischen den Gliedmaßen verbesserte sich ebenfalls. Nachfolgende Studien ergaben, dass die Dauer der asymmetrischen Belastung für ein Bein während des Gehens bei Anwendern des Avalon^{K2} im Vergleich zu starren oder elastischen Knöchelgelenksprodukten um durchschnittlich 34 % abnahm³².

Steuerung über Mikroprozessoren

Seit Anfang der 1990er Jahre ist die Steuerung über Mikroprozessoren ein fester Bestandteil der Kniestuerung in Prothesen. Eine vergleichbare Technologie wurde jedoch erst vor etwa zehn Jahren für Knöchelgelenksprothesen übernommen. Der mikroprozessorgesteuerte Knöchelgelenksfuß Elan von Blatchford basiert auf der hydraulischen Knöchelgelenkstechnologie und passt den Widerstand des Gelenk während des Gangzyklus an. Durch die eigenständige Änderung des Widerstands während der Dorsal- und

Plantarflexion bildet das biomechanische Verhalten der Knöchelgelenksprothese die biologische Gelenkfunktion exakter nach.



Bremseffekt des Mikroprozessor beim Abwärtsgehen unterstützt Schwungkontrolle

Im Vergleich mit elastischen Füßen behält der Elan auf flachem Untergrund alle Vorteile früherer Hydrauliktechnologie. Es wurde ein direkter Vergleich zwischen dem Elan und einem ESR-Fuß mit einem elastischen Knöchelgelenk durchgeführt und über ein Jahr später wiederholt³³. Elan ermöglichte durchweg schnellere, selbstgewählte Gehgeschwindigkeiten und die Veränderungen am Kniemoment des Stumpfes führten dazu, dass eine größere Unterstützung des Körpergewichts von der Prothesenseite übernommen wurde.

Beim Abwärtsgehen wird der Dorsalflexionswiderstand im Vergleich zum Gehen auf der Ebene automatisch verringert. Dies ermöglicht

eine einfachere Drehung des Knöchelgelenks, verbessert die Bodenangepasstbarkeit, bindet weniger Energie in der Fersenfeder und verringert die Geschwindigkeit beim Abrollen. Gleichzeitig wird der Dorsalflexionswiderstand erhöht, um zu kontrollieren, wie stark das Bein über den Fuß dreht. Diese Kombination führt zu einem allgemeinen Bremsseffekt in der Prothesenbewegung, der die Stabilität erhöht und dem Anwender mehr Kontrolle beim Abwärtsgehen gibt.

Zahlreiche Studien haben die Funktionsfähigkeit des Elan beim Abwärtsgehen mit starr befestigten Füßen und hydraulischen Knöchelgelenken ohne Mikroprozessoren verglichen. Beim Abwärtsgehen reduzierte der Elan die Knieflexion bei der Belastungsreaktion um bis zu 15 %³⁴, während die einfachere Plantarflexion (aufgrund des geringeren hydraulischen Widerstands) dafür sorgte, dass sich der Fuß bis zu 8 % schneller an den Boden anpassen konnte. Diese Knöchelgelenksbewegung bietet eine Stoßdämpfung, die zu einer geringeren Kompensationsbewegung im Kniestumpf führt. Darüber hinaus reduziert die Bremswirkung aufgrund des geringeren Widerstands der Dorsalflexion die Geschwindigkeit der Unterschenkelrotation um bis zu 9 %. Dies dient nicht nur der Kontrolle beim Schwungaufbau, es verbessert auch die Kniestabilität³⁵, verringert die Auswirkungen auf die proximalen Gelenke³⁶ und hilft der Prothesenseite, einen größeren Teil des Körpergewichts zu unterstützen³⁷. Einer Studie zufolge verbesserte sich diese Unterstützung um durchschnittlich 26 %, wodurch die gesunde Gliedmaße um bis zu 8 % entlastete wurde³⁷.

Beim Bergaufgehen wird der Plantarflexionswiderstand erhöht, wodurch so viel Energie wie möglich in der Fersenfeder gespeichert und freigesetzt wird, während der Dorsalflexionswiderstand verringert wird, was die Vorwärtsbewegung des Beines über den Fuß vereinfacht. Dies unterstützt den Vortrieb gegen die Schwerkraft und erleichtert die Vorwärtsrotation der Gliedmaße. Untersuchungen haben gezeigt, dass diese Änderungen im Widerstand beim Aufwärtsgehen die erforderliche Unterstützung durch die gesunde Gliedmaße verringern, und zwar um durchschnittlich 7 %³⁷, und gleichzeitig die Biomimetik des Knöchelgelenkmoments verbessern³⁵.



Überblick

Aktuelle Untersuchungen zeigen die potenziellen Vorteile von hydraulischen Knöchelgelenken für Patienten. Diese Vorteile betreffen zahlreiche Problembereiche von Amputierten.

Belastungssymmetrie



Gleichmäßigere Belastung zwischen gesundem Bein und Prothesenbein
Geringeres Risiko von Osteoarthritis oder Schmerzen im unteren Rücken

Energieaufwand



Geringere Ermüdung
Geringere Anforderungen an die gesunde Gliedmaße

Druck



Weniger Druck auf dem Stumpf
Weniger Druck auf dem gesunden Fuß
Schutz vor Wundstellen

Sturzgefahr



Größere Bodenfreiheit beim Durchschwingen – geringeres Risiko von Stolpern
Weniger Stolpern bedeutet weniger Stürze
Besseres Gleichgewicht beim Stehen auf unebenem oder geneigtem Gelände

Gangqualität



Höhere Gehgeschwindigkeiten
Bessere Körperhaltung
Natürlicherer Gang auf geneigtem oder unebenem Gelände

Patientenzufriedenheit



Größere Patientenzufriedenheit bei Amputierten mit geringer und hoher Mobilität


Stärker symmetrische Belastungsverteilung

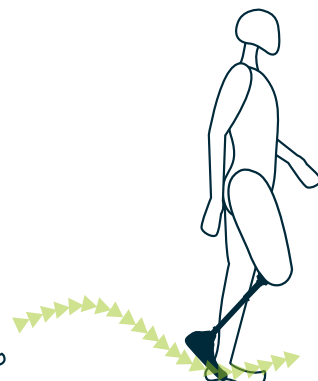
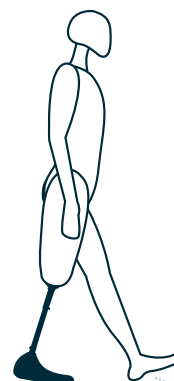
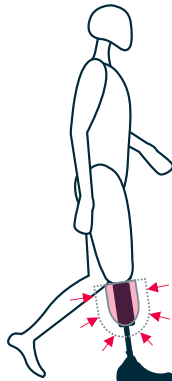
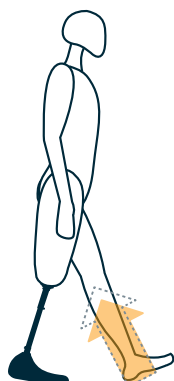
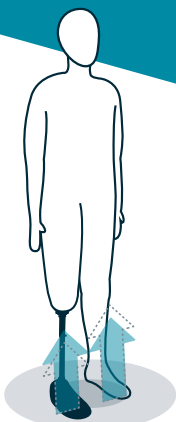
20%
geringerer Energieverbrauch auf Schrägen



12%
geringerer Energieverbrauch auf ebenem Untergrund



Bis zu **8%** höhere Ganggeschwindigkeit




 **25%**
Verbesserung des Gleichgewichts beim Stehen

 **17%**
geringere Belastung der gesunden Extremität

 **Über 60%**
geringerer Druck auf dem Schaft

 **24%**
geringerer Druck auf dem gesunden Fuß

 **18%**
größerer Vorfußfreiraum

Literaturhinweise

1. Wirta RW, Mason R, Calvo K, et al. Effect on gait using various prosthetic ankle-foot devices. *J Rehabil Res Dev* 1991; 28: 13.
2. Vrieling AH, Van Keeken HG, Schoppen T, et al. Uphill and downhill walking in unilateral lower limb amputees. *Gait Posture* 2008; 28: 235–242.
3. Vickers DR, Palk C, McIntosh AS, et al. Elderly unilateral transtibial amputee gait on an inclined walkway: a biomechanical analysis. *Gait Posture* 2008; 27: 518–529.
4. Kobayashi T, Arabian AK, Orendurff MS, et al. Effect of alignment changes on socket reaction moments while walking in transtibial prostheses with energy storage and return feet. *Clin Biomech* 2014; 29: 47–56.
5. Dou P, Jia X, Suo S, et al. Pressure distribution at the stump/socket interface in transtibial amputees during walking on stairs, slope and non-flat road. *Clin Biomech* 2006; 21: 1067–1073.
6. Norvell DC, Czerniecki JM, Reiber GE, et al. The prevalence of knee pain and symptomatic knee osteoarthritis among veteran traumatic amputees and nonamputees. *Arch Phys Med Rehabil* 2005; 86: 487–493.
7. Ehde DM, Smith DG, Czerniecki JM, et al. Back pain as a secondary disability in persons with lower limb amputations. *Arch Phys Med Rehabil* 2001; 82: 731–734.
8. McGrath M, Laszczak P, Zahedi S, et al. Microprocessor knees with “standing support” and articulating, hydraulic ankles improve balance control and inter-limb loading during quiet standing. *J Rehabil Assist Technol Eng* 2018; 5: 2055668318795396.
9. Hunter SW, Batchelor F, Hill KD, et al. Risk factors for falls in people with a lower limb amputation: a systematic review. *PM&R* 2016; 9: 170–80.
10. Bai X, Ewins D, Crocombe AD, et al. Kinematic and biomimetic assessment of a hydraulic ankle/foot in level ground and camber walking. *PLOS ONE* 2017; 12: e0180836.
11. Askew GN, McFarlane LA, Minetti AE, et al. Energy cost of ambulation in trans-tibial amputees using a dynamic-response foot with hydraulic versus rigid ‘ankle’: insights from body centre of mass dynamics. *J Neuroengineering Rehabil* 2019; 16: 39.
12. Johnson L, De Asha AR, Munjal R, et al. Toe clearance when walking in people with unilateral transtibial amputation: effects of passive hydraulic ankle. *J Rehabil Res Dev* 2014; 51: 429.
13. De Asha AR, Munjal R, Kulkarni J, et al. Walking speed related joint kinetic alterations in trans-tibial amputees: impact of hydraulic ‘ankle’ damping. *J Neuroengineering Rehabil* 2013; 10: 1.
14. De Asha AR, Munjal R, Kulkarni J, et al. Impact on the biomechanics of overground gait of using an ‘Echelon’ hydraulic ankle-foot device in unilateral trans-tibial and trans-femoral amputees. *Clin Biomech* 2014; 29: 728–734.
15. De Asha AR, Johnson L, Munjal R, et al. Attenuation of centre-of-pressure trajectory fluctuations under the prosthetic foot when using an articulating hydraulic ankle attachment compared to fixed attachment. *Clin Biomech* 2013; 28: 218–224.
16. Dillingham TR, Pezzin LE, MacKenzie EJ. Limb amputation and limb deficiency: epidemiology and recent trends in the United States. *South Med J* 2002; 95: 875–883.
17. Moulik PK, Mtonga R, Gill GV. Amputation and mortality in new-onset diabetic foot ulcers stratified by etiology. *Diabetes Care* 2003; 26: 491–494.
18. Dillingham TR, Pezzin LE, Shore AD. Reamputation, mortality, and health care costs among persons with dysvascular lower-limb amputations. *Arch Phys Med Rehabil* 2005; 86: 480–486.
19. Moore R. Effect of a Prosthetic Foot with a Hydraulic Ankle Unit on the Contralateral Foot Peak Plantar Pressures in Individuals with Unilateral Amputation. *JPO J Prosthet Orthot* 2018; 30: 165–70.
20. Sibbald RG, Woo KY. The biology of chronic foot ulcers in persons with diabetes. *Diabetes Metab Res Rev* 2008; 24: S25–S30.
21. Greenhalgh DG. Wound healing and diabetes mellitus. *Clin Plast Surg* 2003; 30: 37–45.
22. Bader D, Worsley P, Gefen A. Bioengineering considerations in the prevention of medical device-related pressure ulcers. *Clin Biomech*.
23. Black JM, Cuddigan JE, Walko MA, et al. Medical device related pressure ulcers in hospitalized patients. *Int Wound J* 2010; 7: 358–365.
24. Portnoy S, Kristal A, Gefen A, et al. Outdoor dynamic subject-specific evaluation of internal stresses in the residual limb: hydraulic energy-stored prosthetic foot compared to conventional energy-stored prosthetic feet. *Gait Posture* 2012; 35: 121–125.
25. Stevens JA, Mahoney JE, Ehrenreich H. Circumstances and outcomes of falls among high risk community-dwelling older adults. *Inj Epidemiol* 2014; 1: 5.
26. Legro MW, Reiber GD, Smith DG, et al. Prosthesis evaluation questionnaire for persons with lower limb amputations: assessing prosthesis-related quality of life. *Arch Phys Med Rehabil* 1998; 79: 931–938.
27. Sedki I, Moore R. Patient evaluation of the Echelon foot using the Seattle Prosthesis Evaluation Questionnaire. *Prosthet Orthot Int* 2013; 37: 250–254.
28. Moore R. Patient Evaluation of a Novel Prosthetic Foot with Hydraulic Ankle Aimed at Persons with Amputation with Lower Activity Levels. *JPO J Prosthet Orthot* 2017; 29: 44–47.
29. Fletcher DD, Andrews KL, Butters MA, et al. Rehabilitation of the geriatric vascular amputee patient: a population-based study. *Arch Phys Med Rehabil* 2001; 82: 776–779.
30. Scottish Physiotherapy Amputee Research Group (SPARG). A Survey of the Lower Limb Amputee Population in Scotland. 2010.
31. Barnett CT, Brown OH, Bisele M, et al. Individuals with Unilateral Transtibial Amputation and Lower Activity Levels Walk More Quickly when Using a Hydraulically Articulating Versus Rigidly Attached Prosthetic Ankle-Foot Device. *JPO J Prosthet Orthot* 2018; 30: 158–64.
32. Moore R. Effect on Stance Phase Timing Asymmetry in Individuals with Amputation Using Hydraulic Ankle Units. *JPO J Prosthet Orthot* 2016; 28: 44–48.
33. De Asha AR, Barnett CT, Struchkov V, et al. Which Prosthetic Foot to Prescribe?: Biomechanical Differences Found during a Single-Session Comparison of Different Foot Types Hold True 1 Year Later. *JPO J Prosthet Orthot* 2017; 29: 39–43.
34. Struchkov V, Buckley JG. Biomechanics of ramp descent in unilateral trans-tibial amputees: Comparison of a microprocessor controlled foot with conventional ankle-foot mechanisms. *Clin Biomech* 2016; 32: 164–170.
35. Bai X, Ewins D, Crocombe AD, et al. A biomechanical assessment of hydraulic ankle-foot devices with and without micro-processor control during slope ambulation in trans-femoral amputees. *PLOS ONE* 2018; 13: e0205093.
36. Alexander N, Strutzenberger G, Kroell J, et al. Joint Moments During Downhill and Uphill Walking of a Person with Transfemoral Amputation with a Hydraulic Articulating and a Rigid Prosthetic Ankle—A Case Study. *JPO J Prosthet Orthot* 2018; 30: 46–54.
37. McGrath M, Laszczak P, Zahedi S, et al. The influence of a microprocessor-controlled hydraulic ankle on the kinetic symmetry of trans-tibial amputees during ramp walking: a case series. *J Rehabil Assist Technol Eng* 2018; 5: 2055668318790650.