

Abenteuer Technik:

Wie funktioniert eine Beinprothese?

Daniela Müller (45) hat in den 33 Jahren, die seit ihrer Amputation nach Tumorbefall ihres rechten Beines vergangen sind, schon viel gesehen. Mittlerweile kennt sie die Situationen, in denen man als Benutzer von Beinprothesen vorsichtig sein muss, so wie im Frühjahr 1992 auf der Domplatte in Köln. Damals trug sie eine Prothese mit einachsigen Kniegelenk und hydraulischer Schwungsphasensteuerung.

„Ich bin mit dem Zug zu einem Bewerbungsgespräch nach Köln gefahren. In Köln wollte ich zu Fuß weiter in die Innenstadt gehen und bin vom Hauptbahnhof die Treppen hinauf zum Dom gegangen. Als ich oben auf der Domplatte um den Dom herum gehen wollte, blies mir unerwartet ein enormer Wind entgegen und ich musste erschreckt feststellen, dass der Unterschenkel meiner Prothese sich nicht mehr nach vorn strecken ließ, sondern einfach vom Wind nach hinten gedrückt wurde. In meiner Not ging ich schließlich seitwärts über die Domplatte in die Fußgängerzone, wo der Wind schwächer war und ich normal weiter gehen und pünktlich zu meinem Bewerbungsgespräch kommen konnte.“

Von einem wesentlich schmerzhafteren Erlebnis weiß Manuel Falcon (37) zu berichten. Er verlor 1995 sein linkes Bein durch einen Verkehrsunfall. Im Frühjahr 2001 wurde er, wie schon einige Male zuvor, mit dem Taxi von der Krankengymnastik nach Hause gefahren. „Mit meinem fünfachsigen Kniegelenk hatte ich eigentlich bereits sehr gut gelernt umzugehen. Als ich vom Taxifahrer abgesetzt wurde, hatte ich nur noch ein kurzes Stück auf dem abschüssigen Gehweg zu meiner Haustür zu gehen. Ich benutzte einen Gehstock, und ich kenne den Weg sehr gut, insbesondere die kleine Mulde im Teer kurz vor der Haustür, um die ich für gewöhnlich herum gehe. Aber an diesem Tag war ich irgendwie abgelenkt und ich bin mit der Prothese direkt in das Loch getreten. Die Prothese ist daraufhin sofort eingeknickt und ich bin so unglücklich gefallen, dass ich mir sehr schmerzhaft die Rippen geprellt habe.“

Die Beispiele zeigen die beiden wesentlichen Anforderungen auf, die ein Beinamputierter heute an seine Prothese stellt: Sie muss sicheres Stehen und unauffälliges, komfortables Gehen ermöglichen.

Wie wird das gewährleistet? Eigentlich ist es ganz einfach: Steht der Prothesenfuß auf dem Boden, muss die Prothese sicher belastet werden können, ohne zusammen zu knicken. Schwingt der Prothesenfuß durch die Luft,



Foto: HNF/Kamer Consult

Sprung auf die Prothese – Vertrauen auf den sicheren Auftritt. Der Autor springt von der Umrandung eines Wasserbeckens herunter und vertraut auf die Sicherung des Auftritts durch seine elektronisch gesteuerte Prothese. Neben der funktionellen Eigenschaft, eine Prothese auch bei Stoßbelastung sichern zu können, spielen Passform des Schaftes und mentales Vertrauen entscheidende Rollen.

muss das Schwingen des Unterschenkels sich harmonisch zum Schwingen des nicht amputierten Beines verhalten.

Für das Sichern des Standes wird das Kniegelenk mit einem Streckanschlag versehen: Aus der Beugstellung, zum Beispiel beim Hinknien, kann es bis zur Geradstellung gestreckt wer-

den, also bis zum Stehen, nicht darüber hinaus. Damit verhält es sich ähnlich wie ein natürliches Knie. Als nächstes wird überprüft, wie die Kraftlinie des Körpergewichts des amputierten Menschen verläuft. Vereinfacht kann man sich vorstellen, dass der Schwerpunkt des ruhig stehenden Menschen etwa auf der Höhe des Bauchnabels liegt und das Gewicht des Menschen durch diesen Punkt senkrecht in den Boden geht. Wenn dafür gesorgt wird, dass diese Gewichtskraft-Linie immer vor dem Drehpunkt des Knies verläuft und nicht dahinter, wird das Knie immer in den Streckanschlag gedrückt und steht damit sicher. Auf diese Weise werden schon seit hunderten von Jahren Kniegelenke gesichert. Das Problem ist nur folgendes: Wandert die Schwerlinie durch Anspannen der Muskulatur des Rumpfes, durch Auftreten der Ferse des Prothesenfußes auf den Boden oder durch simples Gehen hinter den Knie-drehpunkt, so knickt das Prothesenknie auf der Stelle ein. Genau das ist Manuel Falcon passiert, als er in das Loch auf dem Gehweg getreten ist – das Knie war leicht eingebeugt, die Kraftlinie des Körpergewichtes lag deutlich hinter dem Knie-drehpunkt und die Prothese wurde in diesem Zustand durch das Auftreten belastet – der Sturz war unvermeidlich.

Wie kann die Konstruktion einer Prothese das verhindern? Die Prothese muss einen Mechanismus bekommen, der das Einknicken entweder verhindert oder so stark dämpft, dass ein sanftes Einsinken übrigbleibt und kein ruckartiges Zusammenbrechen.

Die einfachste Art, Einknicken zu verhindern, ist das so genannte „**Gesperrte Knie**“. Es ist grundsätzlich steif gestellt und wird über einen Seilzug von Hand entriegelt, beispielsweise zum hinsetzen. Mit diesem Gelenktyp kann man nicht physiologisch korrekt gehen, da es auch beim Gehen verriegelt bleibt und nicht einknickt.

Eine andere Art der Standphasensicherung ist das so genannte „**Bremsknie**“. Dieser Kniertyp verriegelt mittels einer Bremse, die durch die Belastung beim Auftreten aktiviert wird, das Knie. Ohne Belastung jedoch kann das Knie frei schwingen. Das ist schon mal besser als beim gesperrten Knie, denn das Knie ermöglicht eine Bewegung des Unterschenkels beim Gehen, aber auch hier gibt es einen Schönheitsfehler: Dieser Gelenktyp kennt nur den gesperrten und den völlig freien Zustand.

Eine ähnliche Funktion, allerdings sehr viel eleganter ausgeführt, bieten **vierachsige Kniegelenksysteme**. Bei diesen Systemen werden vier Achsen so angeordnet, dass der Drehpunkt, um den sich das Knie beim Bewegen dreht, nicht mehr innerhalb des Gelenkes liegt, sondern außerhalb. Da dieser Drehpunkt mit keiner Achse des Gelenkes zusammenfällt, nennt man diesen Drehpunkt auch „virtuellen Drehpunkt“ oder „Momentendrehpunkt“. Dieser liegt weiter hinten und auch weiter oberhalb im Vergleich zu einem natürlichen Kniedrehpunkt. Der Schönheitsfehler liegt aber auch hier, wie beim Bremsknie, in dem Umstand, dass es entweder völlige Sperrung oder völlig freies Schwingen ermöglicht. Ein gedämpftes Einbeugen ist auch bei den vierachsigen Gelenken nicht möglich.



Langjährige Zusammenarbeit mit Dr. med. Steinfeldt Universitätsklinikum Dresden.

17 Jahre Entwicklung von Carbonfaser-Leichtbau-Orthesen.

Seit 1987 über 500 Polio-Orthesen-versorgungen.

Polioversorgung innerhalb einer Woche im Bäderparadies Südbadens.

So wenig Orthese wie möglich. So viel Versorgung wie nötig.

Optimale Passform.

Für mehr Lebensqualität und vergrößertem Aktionsradius.

Anna Kloos, Freiburg, im Gespräch mit Wolfgang Seifert, Bad Krozingen

Rapp & Seifert

Sanitätshaus und Orthopädietechnik

Am Alamannenfeld 2

79189 Bad Krozingen

Telefon 07633-2020

www.polio-aktiv.de



Spendiert man den Gelenken noch mehr Achsen, so erhält man **fünf- und siebenachsige Systeme**. Man kann dann in einem begrenzten Umfang das Einbeugen doch dämpfen. Dieses begrenzte Einbeugen gegen einen Widerstand nennt man „Bouncing“. Dann nämlich bewegt sich eine der Achsen gegen einen Dämpfungswiderstand, der das Einknicken nach Fersenauftritt für einige Grad Beugung dämpfen kann. Danach erfolgt auch hier die Blockade. Diese Systeme bieten den enormen Vorteil, dass das Kniegelenk sich bei Fersenauftritt wie ein natürliches Knie verhält.

Gedämpftes Einbeugen des Knies über nahezu den gesamten Beugebereich ist nur mit besonders dafür konstruierten Gelenken möglich. Diese erkennen auf mechanischem oder elektronischem Wege, dass die Kraftlinie des Körpers hinter dem Kniegelenksdrehpunkt verläuft und

steuerten Prothesenknie versorgt. „Das ist ein Unterschied wie Tag und Nacht.“ sagt er, „Das Gelenk gebe ich nicht wieder her.“

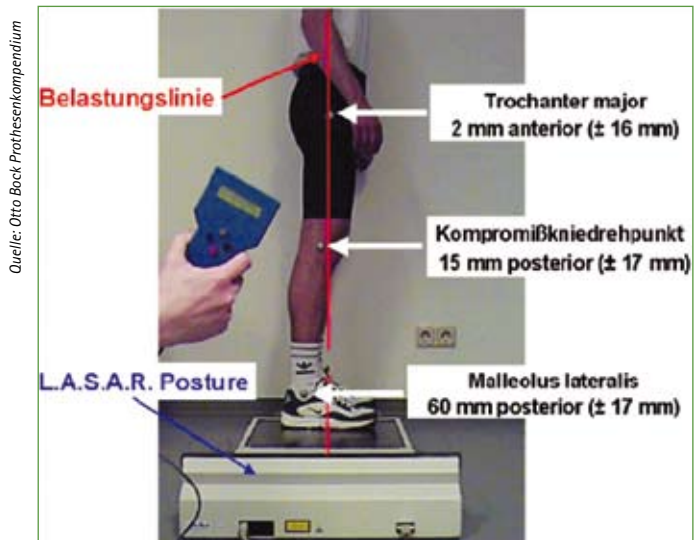
Neben der Sicherung des Standes ist das Schwingverhalten des Unterschenkels bei der Prothese von entscheidender Bedeutung. Hierzu werden mechanische, pneumatische und hydraulische Steuerungen angeboten:

Die **mechanischen** Schwunghasensteuerungen bauen mittels Federn oder Gummibändern einen einzigen, definierten Widerstand auf. Damit ist für einen einzigen Geschwindigkeitsbereich ein vernünftiges Schwingverhalten der Prothese gewährleistet. Läuft der Amputierte schneller, schwingt der Unterschenkel zu weit nach hinten, läuft er langsamer, wird der Unterschenkel vergleichsweise „steif“, also zu wenig eingebeugt.

Komfortabler geht es sich mit Systemen, die unterschiedliche Gehgeschwindigkeiten ermöglichen, ohne dass nachgeregelt werden muss. Ein solches System ist der Einsatz eines pneumatischen Druckzylinders: Schwingt der Unterschenkel nach hinten, baut sich durch ein Luftpolster allmählich so viel Widerstand auf, dass der Unterschenkel rechtzeitig in seiner Bewegung gestoppt wird. Das besondere daran ist, dass der Widerstand erst gering ist und dann größer wird. Der Unterschenkel schwingt also zu Beginn der Bewegung schnell nach hinten und baut Bodenfreiheit auf, wird dann aber so rechtzeitig in seiner Bewegung gestoppt, dass er nicht zu weit nach hinten schwingt. Damit verhält sich ein **pneumatisches** Kniegelenk in seiner Schwunghasensteuerung ähnlich einem natürlichen Knie, das Schwingverhalten ist sehr harmonisch.

Ähnlich funktionieren hydraulische Schwunghasensteuerungen, allerdings wird hier Öl durch ein Ventil von einer Kammer in eine andere gedrückt und umgekehrt. Eine Alternative zur Steuerung des Schwingverhaltens stellen darüber hinaus so genannte rheomagnetische Flüssigkeiten dar. Anstelle von Ventilen kann durch das Hinzufügen von metallischen Substanzen und das Anlegen eines Magnetfeldes die Zähigkeit des Öls und dadurch das Schwingverhalten des Unterschenkels beeinflusst werden.

Allen Systemen ist gemeinsam, dass sie nicht aktiv den Unterschenkel bewegen oder halten können. Eine Situation, wie sie Daniela Müller auf der Domplatte in Köln erleben musste, kann daher auch mit derzeit verfügbaren Beinprothesen nicht entschärft werden, denn dazu müsste sich das Bein aktiv gegen den Widerstand des Windes von vorn strecken können. Lange wird Frau Müller jedoch nicht mehr warten müssen: Wegweisende Innovationen wie das „Power Knee“ von Össur beherrschen bereits jetzt die aktive Bewegung des Unterschenkels mittels Servomotoren und ermöglichen so das aktive Treppensteigen. Die gute Nachricht lautet, dass dieses Gelenk käuflich zu erwerben ist; der Schönheitsfehler liegt bedauerlicherweise im Preis, der je nach verwendetem Schaft und Servicepaket in Deutschland hoch im 5-stelligen Eurobereich angesiedelt ist. Diese Technik ist für den Normalsterblichen Amputierten daher noch



Verlauf der Gewichtskraft-Linie durch den Körper.
Im Stand verläuft beim amputierten wie beim nicht-amputierten die Belastungslinie vor dem Drehpunkt des Knies. Das Knie wird in den „Streckanschlag“ gedrückt und steht damit sicher und entspannt. Gerät die Belastungslinie hinter das Knie, würde das Knie eingebeugt.

stellen dem sich daraus ergebenden Einknicken des Knies einen Widerstand entgegen, der aus dem Einknicken ein Einsinken macht. Erst mit dieser zusätzlichen Funktion des Gelenks ist es möglich, wechselseitig Treppen oder Schrägen hinab zu gehen sowie beim Gehen auf unebenem Untergrund nicht plötzlich zusammen zu knicken, nur weil der Fuß ausschließlich auf der Ferse aufgesetzt hat. In so einem Fall knickt das Knie zwar auch ein, aber so stark gedämpft, dass der Prothesenträger in der Lage ist zu reagieren und sich abzufangen. Mit einem solchen System wäre der Sturz von Manuel Falcon vermeidbar gewesen. Dabei zeigt sich in der Praxis, dass in ihrer Zuverlässigkeit der Erkennung einer kritischen Situation elektronische Systeme mechanischen Systemen weit überlegen sind. Da für einen beinamputierten Menschen die Zuverlässigkeit der Erkennung und damit Sicherung des Standes ein Grundbedürfnis darstellt, sollte sich in Zukunft kein oberhalb des Knies amputierter Mensch mit weniger als einer elektronisch geregelten Standphasendämpfung zufrieden geben. Manuel Falcon wurde schließlich auch mit einem elektronisch ge-

Informationen für Beinamputierte

STOLPERSTEIN®

Kostenloses Magazin für Beinamputierte

www.stolperstein.com

**Tausende Leser
begeistert dieses
einzigartige Magazin!**

Die Inhalte:

Dialog – Anwenderportraits

Tipps & Hilfen für den Alltag

Amputation – Wie geht es weiter?

Highlights – In jeder Ausgabe bieten wir unseren Lesern ganz etwas Besonderes!

Sie haben Interesse?

Benutzen Sie die vorbereitete Postkarte.

Kostenloses STOLPERSTEIN® Abonnement

Ich möchte den
STOLPERSTEIN®
regelmäßig lesen

Bitte senden Sie
mir ____ Exemplare!

Abo-Besteller (bitte genaue Anschrift einfügen):

Firma/Kundennummer/Praxis (z. B. bei Sanitätshaus, Arzt, etc.)

Name, Vorname

Straße _____
PLZ/Ort

E-Mail (für Rückfragen)

prothetik@medi.de | www.medi.de | www.stolperstein.com



Per Post
oder Fax an:
0921-912-755



medi GmbH & Co. KG
Geschäftsbereich medipro® Prothetik
„c/o medipro® Rehatreff“
Medicusstr. 1
D-95448 Bayreuth

sponsored by **medipro®**

	Standphasensicherung:					Schwungphasensteuerung: Mehrachs – Systeme Konstruktionsbedingt (Verlagerung des Momentandrehpunktes hinter die Lastlinie)
	Einachs – Systeme					
	ohne (muskulär)	statisch (Rückverlagerung)	manuell (Feststellbremse)	lastabhängig (Bremsknie)	lastabhängig (Hydraulik)	
Schwungphasensteuerung: durch Vorbringer – Federn						
Schwungphasensteuerung: durch Pneumatik						
Schwungphasensteuerung: durch Hydraulik						

Übersicht Einteilung Kniegelenksysteme:

In diese Übersicht können nahezu alle am Markt erhältlichen Prothesenknie eingeordnet werden. Die Zuordnung zu bestimmten Arten der Steuerung erlaubt Rückschlüsse auf die möglichen Funktionen, die dem Amputierten zur Verfügung stehen.

unerschwinglich. Jedoch schläft die Konkurrenz nicht – die Firma Otto Bock hat letztes Jahr auf der Orthopädie- und Rehatechnik-Messe in Leipzig ebenfalls ein Gelenk gezeigt, mit dem Treppen aktiv hinauf gegangen werden kann.

Vielleicht kann Daniela Müller in Zukunft doch noch gegen den Wind auf der Domplatte laufen – mit einem aktiv arbeitenden Prothesensystem!

Michael Kramer

Anhang:

Definition der Mobilitätsklassen nach dem Entwurf des Medizinischen Dienstes der Sozialversicherungen (MdS) 2004:

Mobilitätsgrad 0 „Nicht Gehfähiger“:

Der Patient besitzt aufgrund des schlechten physischen oder psychischen Zustandes zur Zeit selbst mit fremder Hilfe nicht die Fähigkeit, sich mit einer Prothese fortzubewegen oder sie zum Transfer zu nutzen.

Mobilitätsgrad 1 „Innenbereichsgeher“:

Der Patient besitzt die Fähigkeit oder das Potential, eine Prothese für Transferzwecke oder zur Fortbewegung auf ebenen Böden mit geringer Geschwindigkeit zu nutzen, Gehdauer und Gehstrecke sind aufgrund seines Zustandes stark limitiert.

Mobilitätsgrad 2 „Eingeschränkter Außenbereichsgeher“:

Der Patient besitzt die Fähigkeit oder das Potential, sich mit einer Prothese mit geringer Geschwindigkeit fortzubewegen und dabei niedrige Bodenhindernisse wie Bordsteine, einzelne Stufen oder unebene Böden, zu überwinden. Gehdauer und Gehstrecke sind aufgrund seines Zustandes limitiert.

Mobilitätsgrad 3 „Uneingeschränkter Außenbereichsgeher“:

Der Patient besitzt die Fähigkeit oder das Potential, sich mit einer Prothese mit mittlerer bis hoher, auch veränderlicher Gehgeschwindigkeit, fortzubewegen und dabei die meisten Umwelthindernisse zu überwinden. Er besitzt außerdem die Fähigkeit, sich im freien Gelände zu bewegen und kann berufliche, therapeutische und andere Aktivitäten ausüben, die die Prothese nicht überdurchschnittlicher, mechanischer Beanspruchung aussetzen. Ggf. besteht erhöhter Sicherheitsbedarf aufgrund Sekundärbedingungen (zusätzliche Behinderung, besondere Lebensbedingungen) in Verbindung mit einem mittleren bis hohen Mobilitätsanspruch. Gehdauer und Gehstrecke sind im Vergleich zum Unbehinderten nur unwesentlich limitiert.

Mobilitätsgrad 4 „Uneingeschränkter Außenbereichsgeher mit besonders hohen Ansprüchen“:

Der Patient besitzt die Fähigkeit oder das Potential, sich mit einer Prothese wie der uneingeschränkte Außenbereichsgeher fortzubewegen. Zusätzlich können aufgrund der hohen funktionellen Anforderungen hohe Stoßbelastungen, Spannungen, Verformungen auftreten. Gehdauer und Gehstrecke sind nicht limitiert.

Quelle: MdS, Essen