



„Standphase“ und „Schwungphase“ sind zwei Ausdrücke, die in Bezug auf eine Beinprothese immer wieder gerne gebraucht werden. In einem ersten Artikel (RehaTreff 2/08) wurde der Teil des Schrittes näher untersucht, bei dem das betrachtete Bein den Boden berührt und der als Standphase bezeichnet wird. In unserer heutigen Ausgabe werden Sie nun Details über die „Schwungphase“ erfahren, bei der das Bein den Boden nicht berührt.

Abenteuer Technik:

Wie funktioniert ein Prothesenkniegelenk? Teil II Vertiefung und Erläuterung der Schwungphasensteuerung

Die zweite wesentliche Anforderung an eine Beinprothese ist sicheres, dynamisches Gehen auch mit unterschiedlichen Geschwindigkeiten. Wie wichtig es ist, dass die Prothese unterschiedliche Geschwindigkeiten der Fortbewegung in der Schwungphase zuverlässig regeln kann, musste die 45-jährige Anette Halberstadt (Name geändert) erleben, als sie versuchte, ein klingelndes Telefon zu erreichen.

„**D**ie Geschichte ist 2005 passiert, etwa drei Jahre nachdem ich mein linkes Bein im Oberschenkel habe abnehmen lassen müssen. Ich hielt mich in der oberen Etage unseres Hauses auf, als in der unteren Etage das Telefon klingelte. Unsere Wohnhaustreppe gehe ich für gewöhnlich langsam und sicher hinab, diesmal hatte ich es allerdings eilig. Als ich bei den letzten drei Stufen der Treppe angekommen war, wollte ich noch schneller werden, schließlich klingelte das Telefon immer noch. Leider kam jetzt der Unterschenkel mit meiner Geschwindigkeit nicht mehr mit, ich setzte den Fuß also mit gebeugtem Prothesenknie auf, knickte auf der Prothese ein, landete unsanft auf dem Hosenboden und rutschte auf selbigem die letzten drei Stufen hinab. Dabei habe ich mir das Steißbein gebrochen.“

Der Sturz wäre zu vermeiden gewesen, wenn das Prothesenknie auf die Anforderung „schneller Gehen“ dynamisch reagiert hätte. Da der Unterschenkel aber nicht rechtzeitig nach vorne schwang und auch sonst keine Sicherungen für das gebeugte Auftreten in der Prothese existierten, kam es zu dem folgenschweren Sturz. Es ist sicher richtig, dass nicht alle Beinamputierten ein Gehen in unterschiedlichen Gehgeschwindigkeiten benötigen – aber schaden kann es nicht, wie wir sehen. Es ist deshalb es sinnvoll, unterschiedlich leistungsfähige Kniegelenksysteme anzubieten.

Die genauere Betrachtung der Schwungphase lässt eine Unterteilung in „Schwingen des Beins nach hinten“ und anschließend in „Schwingen des Beins nach vorn“ zu. Untersuchungen haben ergeben, dass der Unterschenkel nur selten stärker als 60° nach hinten ausschwingt. Dabei ist diese Bewegung nach hinten keine gleichförmig Bewegung, sondern eine zu Beginn sehr schnelle und dann, nach etwa 40° Beugung, deutlich langsamer werdende Bewegung. Das Schwingen des Unterschenkels nach vorne hingegen ist eine Bewegung, die kaum gebremst wird – nur kurz vor dem

Anzeige



2 km/h: Der Autor auf einem Laufband bei einer Geschwindigkeit von 2 km/h. Dargestellt ist der Moment der Zehenablösung (1), der Moment der größten Beugung des Kniegelenks (2), die mittlere Schwungphase mit der geringsten Bodenfreiheit (3) und der Moment der Beendigung der Schwungphase unmittelbar vor Fersenauftritt (4). Interessant ist der Vergleich mit einer höheren Gehgeschwindigkeit (s.u.).

Streckenschlag wird ein Widerstand aufgebaut, damit das Gehen keinen „Stehschritt“ aufweist und ein Knallen in den Streckenschlag vermieden wird.

Hiefür stehen unterschiedliche Methoden zur Verfügung: Die einfachste Methode besteht darin, mittels Federn die Pendelbewegung zu dämpfen. Das ist eine preiswerte und leichtgewichtige Art der Schwunghasensteuerung, allerdings kann hier nur eine bestimmte Gehgeschwindigkeit komfortabel eingestellt werden. Läuft man schneller, baut das Prothesenknie nicht genügend Widerstand auf, der Unterschenkel schwingt zu weit nach hinten und man „überläuft“ das Gelenk. Im anderen Fall, wenn man langsamer läuft als die es die Einstellung vorsieht, baut das Knie einen zu hohen Widerstand auf und man hat den Eindruck eines „steifen Knies“. Somit ist eine rein mechanisch über Federn funktionierende Schwunghasensteuerung für Anwender interessant, die sich mit bestimmten begrenzten Gehgeschwindigkeiten fortbewegen und gleichzeitig ein leichtgewichtiges Gelenk bevorzugen.

Hat der Anwender Bedarf an wechselnden Gehgeschwindigkeiten, kommen pneumatische und hydraulische Steuerungen in Betracht. Bei pneumatischen Steuerungen wird bei der Bewegung des Kniegelenks in einem Zylinder Luft mittels eines Kolbens

komprimiert. Dadurch baut sich wie bei einer Luftpumpe ein Widerstand auf, welcher die Bewegung des Knies bremst und somit das Pendeln des Unterschenkels steuert. Besonders angenehm ist die Art und Weise, wie sich der Widerstand aufbaut: Zu Beginn der Bewegung gibt es wenig Widerstand. Mit zunehmender Kompression der Luft im Zylinder wird der Widerstand größer und damit die Bewegung langsamer. Dies entspricht in etwa der vorhin beschriebenen Charakteristik des Ablaufs der Schwunghase – erst wenig Widerstand, dann viel. Eine pneumatische Steuerung ermöglicht somit prinzipiell unterschiedliche Gehgeschwindigkeiten und einen annähernd physiologischen Bewegungsablauf. Allerdings kann eine pneumatische Steuerung nicht dazu gebracht werden, sprunghaft einen sehr hohen Widerstand aufzubauen, wie er zum Beispiel beim Abfangen eines Hängenbleibens mit dem Fuß oder beim Stolpern nötig wäre.

Die dritte Methode der Steuerung des Unterschenkelpendelverhaltens ist der Einsatz einer Hydraulik. Auch hier wird ein Zylinder benutzt, allerdings ist dieser mit Öl gefüllt und der Widerstand wird über Ventile geregelt, welche den Durchfluss verändern und somit die Größe des Widerstandes bestimmen können. Auch hier sind ohne weitere Maßnahmen unterschiedliche Gehgeschwindigkeiten möglich, sogar in einer größeren Bandbreite als bei pneumatischen Steuerungen. Darüber hinaus kann eine



6 km/h: Der Autor in der gleichen Situation wie oben, nur bei der dreifachen Gehgeschwindigkeit. Interessant ist, dass sich zwar Körperhaltung und Bewegungsgeschwindigkeit deutlich verändern, nicht jedoch die Gelenkwinkel und die Schrittlängen. So kommt es zu einem geringfügig geringeren Kniewinkel bei Zehenablösung (1), zu einem etwas höheren maximalen Beugewinkel (aktiv begrenzt durch das computergestützte Kniegelenksystem) (2), zu einer größeren Bodenfreiheit in der mittleren Standphase (3) und zu einem etwas längeren Schritt (4). Der Unterschied im Bewegungsausmaß der Gelenke bei niedrigen und hohen Gehgeschwindigkeiten ist also überraschend gering. Jedoch sind die einwirkenden Kräfte wegen der Schnelligkeit der Bewegungen höchst unterschiedlich. Ein gut geregeltes Beinprothesensystem hat daher hohe Ansprüche an die unterschiedlichen Teile der Schwunghase zu erfüllen, um die Bewegung im Endeffekt symmetrisch und harmonisch auch bei unterschiedlichen Gehgeschwindigkeiten abbilden zu können.

Hydraulik den Widerstand durch ruckartiges Verstellen der Ventile sprunghaft verändern und bietet damit die Möglichkeit zusätzlicher Funktionalitäten. Ein Nachteil der hydraulischen Steuerung liegt jedoch in dem Umstand, dass der Widerstand nicht wie bei einer Pneumatik ansteigend aufgebaut wird, sondern bei den meisten Gelenken der volle Widerstand ab dem ersten Grad der Beugung anliegt. Insofern steht dem Vorteil der größeren Geschwindigkeitsbandbreite der Nachteil des höheren Energieaufwandes beim Gehen gegenüber.

Eine besondere Form der Steuerung des Unterschenkels stellt der Widerstandsaufbau mittels rheomagnetologischer Flüssigkeiten dar. Diese bestehen aus einem Gemisch von Öl und Metallpartikeln. Wird ein Magnetfeld um diese Flüssigkeiten aufgebaut, verändern sie ihre Zähigkeit und damit ihren Widerstand. Die dazugehörigen elektronischen Steuerungen können im Bruchteil einer Sekunde den Widerstand verändern und stellen somit eine besonders fein abstimmbare Schwungsphasensteuerung dar. Allerdings benötigen diese Systeme zum einwandfreien Funktionieren elektrischen Strom – ist dieser nicht vorhanden, verhalten sich diese Systeme wie federgesteuerte Kniegelenke.

In der Praxis werden die beschriebenen Prinzipien gerne kombiniert um Nachteile auszugleichen. Auf diese Weise entsteht eine Vielzahl von Gelenken mit unterschiedlichen Eigenschaften. In diesem Artikel wollen wir uns jedoch auf die Darstellung der gängigsten Kombinationen beschränken.

Anzeige

So werden einachsige Systeme, die bauartbedingt außer der statischen Rückverlagerung keine Sicherung der Standphase besitzen gerne mit Hydrauliken kombiniert, welche nicht nur die Steuerung der Schwungsphase übernehmen, sondern auch durch gezielte Ansteuerung Widerstand beim Hinuntergehen von Treppen und Rampen oder beim Abfangen von Stolpersituationen aufbauen. Dabei gibt es sowohl rein mechanische Lösungen wie das 3R80 von Otto Bock oder das Ultimate Knee von Ohio Willowood als auch Lösungen mit elektronischer Regelung wie die Gelenke der C-LEG Produktlinie von Otto Bock. Auch das Rheo-Knee von Össur ist ein einachsiges Gelenk mit elektronischer Steuerung, allerdings wird hier zum Widerstandsaufbau das oben beschriebene magnetorheologische System eingesetzt. Diese Kombinationen sind hoch leistungsfähig und werden damit in erster Linie von Menschen mit vielfältigen und hohen Ansprüchen genutzt. Die besonders hohe Sicherheit der elektronischen Varianten wird jedoch auch von mehrfach Behinderten und aus anderen Gründen besonders sicherheitsbedürftigen Menschen geschätzt, nur leider scheuen sich Kostenträger oftmals, die unschlagbare Sicherheit der elektronischen Systeme auch zu bezahlen.

Eine andere gängige Kombination ist die Sicherung der Standphase durch eine lastabhängige Bremse mit einer Steuerung der Schwungsphase mittels Federn oder Pneumatik. Dadurch ergeben sich Systeme, die ohne großen körperlichen Aufwand sicher zu bedienen sind, (das Belasten der Prothese mit dem Körpergewicht ist zum Auslösen der Sicherung ausreichend) und die mit leichtgewichtigen Bauteilen eine moderate Schwungsphasensteuerung ermöglichen. Diese Kombination ist für Menschen interessant, die Wert auf eine leichtgewichtige Prothese legen, denen aber Funktionsvielfalt und hohe Unterschiede in den Gehgeschwindigkeiten nicht so viel bedeuten.

Derzeit ist allen Prothesenkniegelenken gemeinsam, dass sie nicht in der Lage sind, aktive Bewegungen durchzuführen. Daher ist das Power-Knee der Firma Össur besonders zu erwähnen, dass mittels Motoren und elektronischer Steuerung bestimmte Bewegungen auch aktiv durchführen kann. Man kann damit Treppen und Rampen hinaufgehen, aber auch von einem Stuhl aufstehen oder allgemein kraftsparend in der Ebene gehen. Leider ist dieses System mit etwa 80.000 EUR rund drei- viermal so teuer wie die teuersten derzeit auf dem Markt erhältlichen elektronischen Beinprothesen, so dass wir das Power-Knee interessiert als einen Technologieträger weiter beobachten, es jedoch als Alternative zu bestehenden Versorgungsmöglichkeiten getrost außer acht lassen können. Was dem durchschnittlichen Anwender von Prothesenknietechnologie jedoch auf jeden Fall zugute kommt, ist der Konkurrenzdruck zu anderen Herstellern, namentlich zur Firma Otto Bock. Auf Anfrage wollte man sich zwar nicht zur Frage äußern, ob es in absehbarer Zeit eine Beinprothese mit aktiven Bewegungen aus dem Hause Otto Bock geben werde, aber man braucht kein Hellseher zu sein, um zu erkennen, dass dieser Technologievorsprung in absehbarer Zeit auch zu verkaufsfähigen Preisen angeboten werden wird. Diesen sich dann neu ergebenden Markt wird die Konkurrenz sicher nicht ausschließlich der Firma Össur überlassen. Freuen wir uns auf bezahlbare Innovationen in der Prothesenknietechnologie!

Michael Kramer