

S. Blumentritt, E. Ludwigs, M. Bellmann, H. Boiten

Das neue Hüftgelenk Helix^{3D}

The new Hip Joint Helix^{3D}

S. Blumentritt, E. Ludwigs, M. Bellmann, H. Boiten

Das neue Hüftgelenk Helix^{3D}

The new Hip Joint Helix^{3D}

Das Konzept des neuen exoprothetischen Hüftgelenkes Helix^{3D} wird im folgenden Text beschrieben. Erste Ergebnisse und Erfahrungen, sowohl von biomechanisch-ganganalytischen Studien als auch von Probe- und Testversorgungen mit insgesamt 21 Patienten nach Hüftexartikulation oder Hemipelvektomie, werden dargestellt. Beim Gehen wird das Becken in der Standphase geführt, die Beckenkipfung wird reduziert. Die Schwungphaseneinleitung wird unterstützt. Die Wechselwirkung von Hüft- und Kniegelenk (C-Leg) erlaubt eine gute Stoßdämpfung bei Lastübernahme, bewirkt Standphasenflexion und sorgt für mehr Bodenfreiheit in der mittleren Schwungphase.

The concept of a new exoprosthesis hip joint – the Helix^{3D} Hip Joint – is described. First results and experience gained by biomechanical gait analysis studies as well as trial fittings conducted with a total of 21 disarticulation or hemipelvectomy patients are reported. During ambulation the pelvis position in stance phase is controlled and pelvis tilt reduced. The initiation of swing phase is supported. Interaction between hip and knee joint (C-Leg) allows enhanced shock absorption at weight acceptance, causes stance phase flexion and provides for more toe clearance during mid swing phase.

Einleitung

Das biomechanische Prinzip, nach dem Beckenkorbprothesen gegenwärtig gefertigt werden, wurde vor über 50 Jahren von Mc Laurin [6] entwickelt. Bis zu jener Zeit wurden die Hüftgelenke und zum

nie rückverlagert (Abb. 1). Dadurch wird das Gehen mit frei beweglichen und nicht gesperrten Hüft- und Kniegelenken möglich. Als technische Ausführungen bei den Modularpassteilen finden sich monozentrische wie auch polyzentrische Konstruktionen der Hüftgelen-

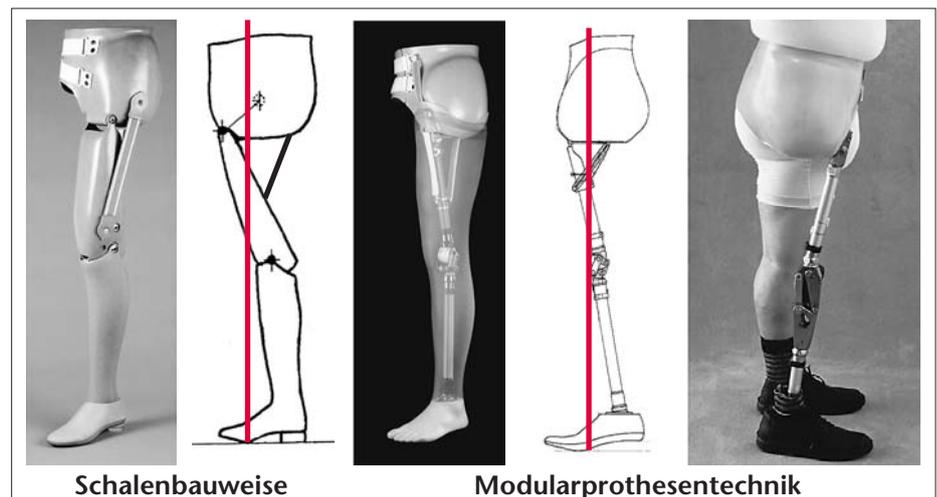


Abb. 1 Biomechanisches Grundprinzip der Beckenkorbprothese nach Mc Laurin (1954). Links Schalenbauweise, rechts Modularprothese mit Versorgungsbild (Hüftgelenk 7E7, Kniegelenk 3R60, Otto Bock HealthCare).

Teil auch die Kniegelenke beim Gehen gesperrt benutzt und zum Setzen entriegelt. Das Sperren der Gelenke während des Gehens wurde nötig, weil das Hüftgelenk am Beckenkorb seitlich oder direkt unter ihm eingeordnet und befestigt wurde. Diese Positionierung verursacht beim Gehen mit freien Gelenken Instabilitäten der Prothese.

Nach dem Konzept der Kanadischen Hüftexartikulationsprothese von Mc Laurin wird die Drehachse eines monozentrischen Hüftgelenkes in einem Winkel von 45 Grad nach anterior und distal eingeordnet, bezogen auf die sagittale Lage des natürlichen Hüftgelenkes. Das Kniegelenk wird zur Aufbaubezugli-

ke [3]. Alle bekannten Gelenke führen Bewegungen nur in einer Ebene aus.

Deshalb wird die natürliche gekoppelte Bewegung von Hüftflexion/-extension und Beckenrotation nicht nachvollzogen. Sie besitzen weiterhin manuelle Feststellungen oder auf Federn basierende Streckvorrichtungen sowie Streckanschlüsse. Die Schwungphaseneinleitung wird von den bekannten Konstruktionen nicht unterstützt. Pneumatische oder hydraulische Steuerungen für die Stand- und Schwungphase, wie sie in Kniegelenken längst Standard sind, haben bei Hüftgelenken bisher keine Anwendung gefunden.

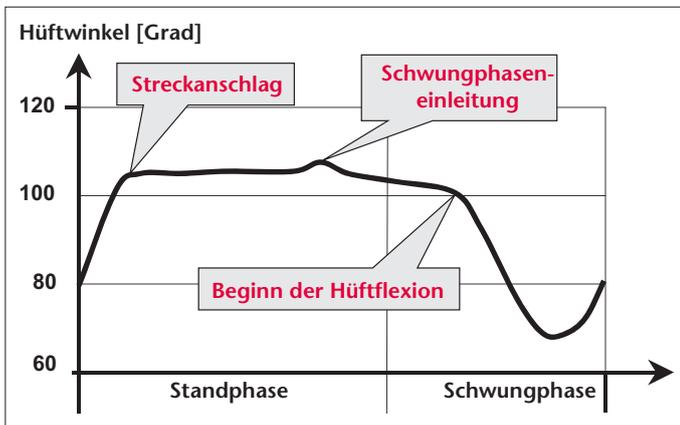


Abb. 2 Hüftwinkelverlauf beim Hüftgelenk 7E7.

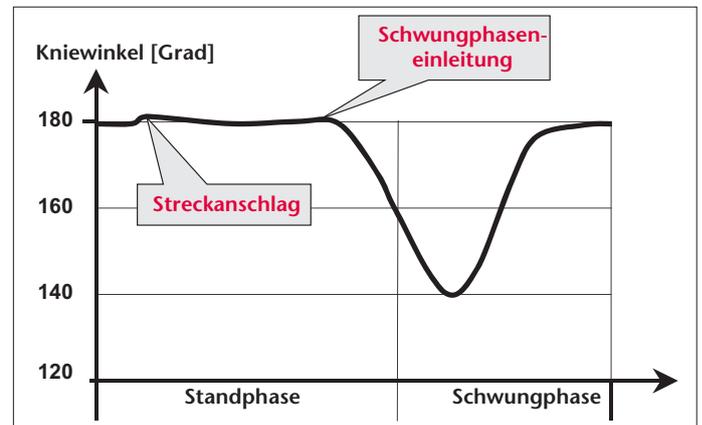


Abb. 3 Kniewinkelverlauf beim C-Leg mit Hüftgelenk 7E7.

Das Gehen mit einer Beckenkorbprothese

Mit zunehmender Amputationshöhe wird die Chance für den Amputierten geringer, die Prothesenbewegung mit der Muskulatur zu beeinflussen. Die Bewegung der amputierten Seite wird mit höherem Amputationsniveau zunehmend mechanisch und nicht durch die Muskulatur determiniert. Die Steuerung der Beckenkorbprothese erfolgt nur noch über das Becken mit der Bauch- und Rückenmuskulatur [4]. Damit wird der Beitrag der Muskulatur zur sicheren Funktion des Kniegelenks im Fall der Beckenkorbprothese unbedeutend. Primär bestimmen der Prothesenaufbau und der benutzte Kniegelenksmechanismus, welcher Grad an Sicherheit beim Stehen und Gehen mit der Beckenkorbprothese erreicht wird [2]. Zusätzlich zur möglichst direkten Führung der Prothese soll der gut passende Beckenkorb dem Amputierten auch ein Feedback zur Bewegung der Prothese und der Beschaffenheit des Untergrundes erlauben [5].

Das Gangbild des Hüftexartikulierten mit einer Kanadischen Hüftexartikulationsprothese wurde bereits mehrfach beschrieben [7, 8]. Zu Beginn der Standphase bei Fersenkontakt ist das Hüftgelenk flektiert. Wegen des geringen Widerstandes werden die herkömmlichen Gelenke mit der Gewichtsübernahme schnell gestreckt und befinden sich häufig bereits mit Beginn der Einbeinstützphase im Gelenkschlag. Das Kniegelenk ist während dieser Zeit gestreckt. Nachdem das kontralaterale Bein nach dem Vorschwingen Bodenkontakt hat, wird die Schwungphase durch Becken-

rückkippen eingeleitet. Der Amputierte sorgt nun durch Plantarflexion des erhaltenen Fußes oder Hochziehen des Beckens auf der amputierten Seite bei möglichst aufrechtem Oberkörper für eine entsprechende Bodenfreiheit, damit die Prothese ungestört durchschwingen kann. Am Ende der Schwungphase wird die Pendelbewegung des Prothesenbeines durch Streckhilfen abgebremst. Mit deren individueller Anpassung wird zugleich Einfluss auf die erreichbare Schrittlänge genommen.



Abb. 4 Helix^{3D} Hüftgelenk.

Berghof [1] stellte durch kinematische Messungen mit fünf Patienten eine erhebliche individuelle Variation der Gangbilder fest. Jedoch einheitlich bei allen Patienten beobachtete er ein großes Ausmaß der Beckenkipfung, das bei Patienten, die eine Gehhilfe nutzen, geringer als bei sich frei bew-

genden Patienten war. In der ersten Standphasenhälfte wird der Beckenkorb zunächst bis zum Erreichen des Streckanschlages meist schnell dorsal und anschließend ventral gekippt. Aus der in der zweiten Standphasenhälfte beobachteten übermäßigen Ventralkipfung und Lordosierung heraus wird durch eine Dorsaldrehung des Beckens die Schwungphase relativ spät eingeleitet.

Die Abbildungen 2 und 3 veranschaulichen die typische sagittale Bewegung bei Amputierten mit einer Beckenkorbprothese. Der Streckanschlag des Hüftgelenkes wird bereits zwischen zehn und 15 Prozent des Gangzyklus erreicht. Auch nach der aktiven Einleitung der Schwungphase durch Beckenrückkipfung bleibt das Hüftgelenk noch für längere Zeit im Streckanschlag. Erst nachdem bereits die Extension des Kniegelenkes in der Schwungphase begann, flektiert das Hüftgelenk.

Konzept des Helix^{3D} Hüftgelenkes

Die Konstruktion eines neuen exoprothetischen Hüftgelenkes kann nicht isoliert von der Funktion des Kniegelenkes erfolgen. Hüft- und Kniegelenk sind auch an der natürlichen Extremität mit zweigelenkigen Muskeln verbunden. Beide Gelenke stehen in Wechselwirkung.

Die Abbildung 4 zeigt das neue Hüftgelenk. Das Gelenk besteht aus einem so genannten räumlichen Vier-Achs-Mechanismus mit einer hydraulischen Stand- und Schwungphasensteuerung. Durch diese neuartige, patentierte Konstruktion

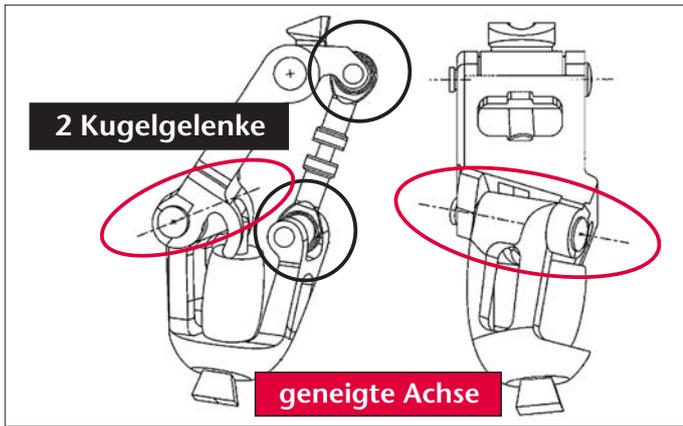


Abb. 5 Prinzip des räumlichen Vier-Achs-Mechanismus. Eine zur Hauptbewegungsebene geneigte Achse, eine zur Hauptbewegungsebene senkrechte Achse, zwei Kugelgelenke.

(Erfinder: H. Boiten) sollen folgende biomechanische Verbesserungen im Vergleich zu herkömmlichen Gelenken für die Prothesenträger erreicht werden:

- Stetigere Beckenbewegung bei der Lastübernahme,
- Unterstützung der Schwungphaseneinleitung,
- Steuerung der Hüftbewegung während der Schwungphase,
- dreidimensionale Bewegung im Sinne der Kopplung von Extension/Flexion im Hüftgelenk mit der transversalen Rotation des Beckens.

Die Achsengeometrie basiert auf einem so genannten R-S-S-R-Mechanismus. Dieser Mechanismus gestattet die Kopplung von Hüftbeugung und -streckung mit der Rotation im Hüftgelenk. Der Rotationswinkel (transversale Bewegung) hängt vom Beugewinkel (sagittale Bewegung) ab. Diese Abhängigkeit ist nicht linear ausgelegt, so dass beispielsweise beim Sitzen eine physiologische Geometrie vorliegt

und damit eine normale, unauffällige Sitzposition eingenommen werden kann. Beim Gehen sind etwa 6 Grad Rotation zu erwarten.

Die Vier-Achs-Polyzentrik des beschriebenen Hüftgelenkes besteht aus zwei Kugelgelenken und zwei einachsigen Verbindungen, wobei die hintere untere Achse schräg zur Konstruktion verläuft. Die beiden vorderen Verbindungen sind Kugelgelenke (Abb. 4 u. 5).

Eine spezielle Hydraulik steuert die Stand- und Schwungphasenwiderstände dieses Hüftgelenkes (Abb. 6). Insgesamt bietet die Hydraulik drei Einstellparameter:

- Die Standphasendämpfung (ST),
- die freie Schwungphase (FSW) und
- die Schwungphasendämpfung (SW).

Mit Beginn der Standphase bietet das Gelenk einen justierbaren Standphasenwiderstand (ST), so

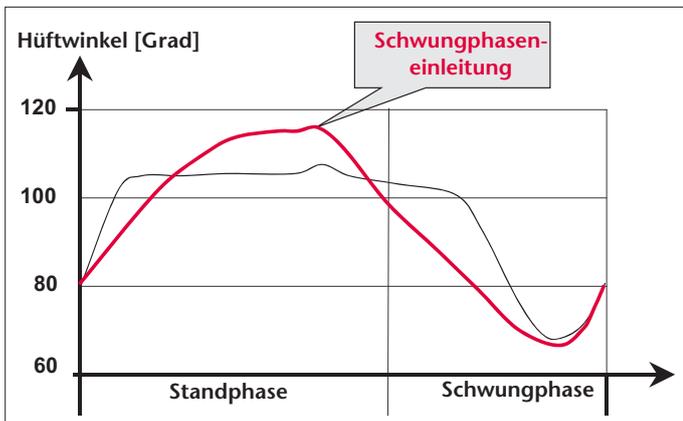


Abb. 7 Verlauf des Hüftwinkels mit den Hüftgelenken 7E7 (schwarz) und Helix^{3D} (rot) im Gangzyklus.



Abb. 6 Stand- und Schwungphasensteuerung des im Artikel beschriebenen Hüftgelenkes. Hydraulik für Stand- (ST) und Schwungphasenwiderstände (FSW, SW), Polyurethan-Elemente (PU) zur Unterstützung der Schwungphaseneinleitung.

dass der Amputierte erstmals über eine längere Zeit in der Extensionsbewegung geführt werden kann.

Die Schwungphaseneinleitung wird durch zwei elastische Polyurethan-Ringe unterstützt. Die integrierten PU-Elemente werden während der Standphasenextension gespannt, sie speichern Energie. Mit Beginn der Schwungphase wird diese Energie zur Beschleunigung der Pendelbewegung der Prothese genutzt, die Energie wird freigegeben. Weiterhin kann an der Hydraulik ein Flexionsbereich mit dem geringst möglichen Widerstand eingestellt werden (Winkelbereich FSW), der von der Extensionsstellung heraus beginnt. Wenn das Ende der so eingestellten freien Schwungphase beim Flektieren des Hüftgelenkes erreicht ist, erhöht sich der Dämpfungswert. Die Schwungphasendämpfung (SW) beginnt zu wirken. Beide Justierungen, FSW und SW, dienen primär

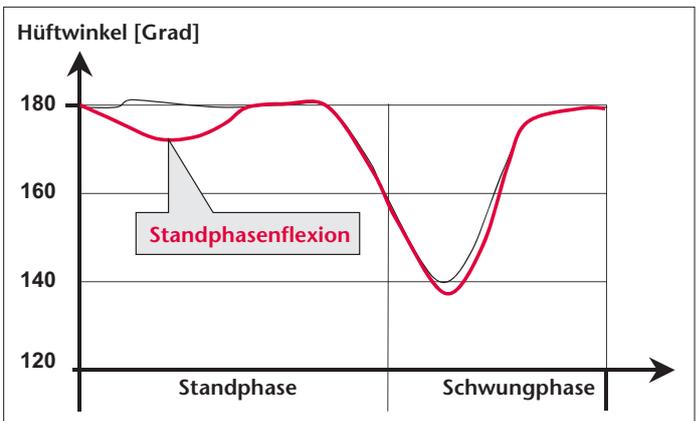


Abb. 8 Verlauf des Kniewinkels mit den Hüftgelenken 7E7 (schwarz) und Helix^{3D} (rot) im Gangzyklus, Kniegelenk jeweils C-Leg.

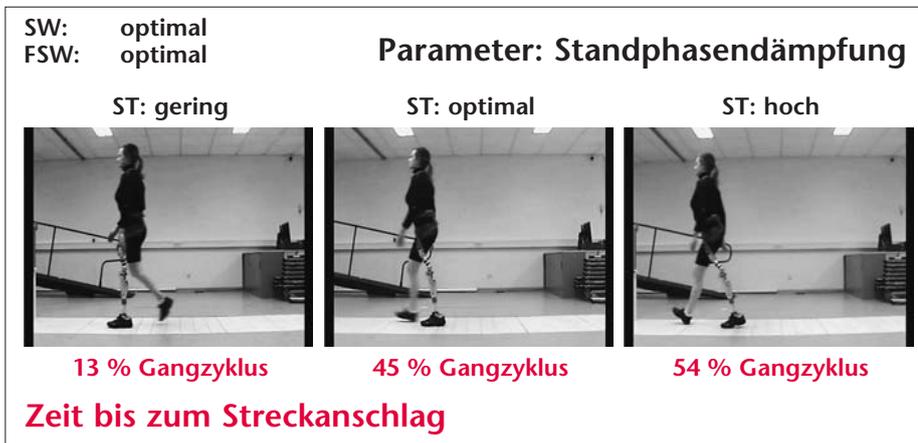


Abb. 9 Phasenbilder zur Illustration der Einstellmöglichkeiten des Standphasenwiderstandes (ST).

der Schrittlängeneinstellung. Bei Gehgeschwindigkeitsänderungen passt sich der Hydraulikwiderstand entsprechend an, wie es auch von hydraulischen Schwungphasensteuerungen bei Kniegelenken bekannt ist.

Erste Ergebnisse und Erfahrungen mit dem Hüftgelenk

Erfahrungen und erste Kenntnisse zu dem beschriebenen Hüftgelenk liegen von 18 Amputierten nach Hüftexartikulation und drei nach einer Hemipelvektomie in Form von wissenschaftlichen Studien [5] und von Probe- beziehungsweise Testversorgungen vor.

In der Hauptbewegungsebene, der Sagittalebene, verändern sich Bewegungsmerkmale, die für die herkömmlichen Hüftgelenke typisch sind, erheblich. Auffallend ist, dass sich beide Gelenke, das Hüftgelenk und das Kniegelenk (C-Leg), nahezu über den gesamten

Gangzyklus in Bewegung befinden (Abb. 7 u. 8).

Die Hüftgelenkstreckung zu Beginn der Standphase bis zum Erreichen des Extensionsanschlags dauert länger als nur bis 15 Prozent des Gangzyklus (vgl. Abb. 2). Die Beckenkipfung wird über den Gangzyklus um ca. sechs Grad reduziert. Der abrupte Anschlag tritt nicht mehr auf, die Hydraulik dämpft die Extensionsbewegung. Folglich spüren die Amputierten den sonst deutlichen Extensionsanschlag nicht mehr, woran sich die Patienten mit dem Prothesengebrauch gewöhnen. Die Abbildung 9 illustriert, wie breit der Einstellbereich der Standphasendämpfung ist. Der Streckanschlag kann sehr früh im Gangzyklus bei geringem Dämpfungswert, aber auch erst sehr spät bei einem hohen Widerstand erreicht werden.

Die Wirkung dieser neuen Hüftgelenkfunktion, in der Standphase den Patienten mit der Standphasenhydraulik stützende Widerstandsmomente zu bieten, beein-

flusst sehr deutlich die Kniefunktion und Kniesicherheit. Bei allen Amputierten wird beim optimalen Prothesenaufbau eine Kniebeugung in der Standphase beobachtet, und zwar sofort nach Bodenkontakt mit der Lastübernahme beginnend. Verursacht wird dies durch veränderte Hebelverhältnisse am Kniegelenk. Der senkrechte Abstand der Wirkungslinie der Bodenreaktionskraft zur Kniegelenkachse verschiebt sich um etwa 25 mm nach posterior, wenn das beschriebene Hüftgelenk anstelle eines herkömmlichen Hüftgelenkes, beispielsweise eines 7E7, verwendet wird. Diese Kombination der Hüft- und Kniebewegung ermöglicht eine gute, auch von Amputierten empfundene Stoßdämpfung.

Die PU-Elemente erleichtern den Amputierten die Einleitung der Schwungphase. Durch ihre Wirkung beginnt sich das Hüftgelenk gleich nach der Schwungphaseneinleitung zu beugen. Das Hüftgelenk verbleibt also nicht wie herkömmlich bis nach beginnender Knieextension im Streckanschlag. Es werden gleichzeitig beide Gelenke, das Hüftgelenk und das Kniegelenk, in der mittleren Schwungphase flektiert. Zusammen mit dem Verkürzungseffekt der Polyzentrik des Hüftgelenkes ergibt sich hieraus die vom Amputierten bemerkte und geschilderte größere Bodenfreiheit beim Durchschwingen der Prothese (Abb. 7 u. 8). Die PU-Elemente flektieren die Hüfte auch, wenn die Prothese angehoben wird. Dadurch wird der Start beim Gehen mit dem Prothesenbein aus dem Stand heraus gut unterstützt. Jedoch wird die Prothese unsicher, wenn in Kombination mit dem Helix^{3D} Hüftgelenk ungeeignete Kniegelenke verwendet werden, zum Beispiel Polyzentriken.

Die Amputierten beschreiben die Effekte der Kombinationsbewegung (Flexion und Rotation) beim langsamen Gehen während der Standphase als besonders vorteilhaft.

Mit den Einstellparametern SW und FSW können sowohl die Schrittlänge als auch die adäquate Endlagendämpfung sehr gut nach den individuellen Wünschen der Patienten justiert werden. Die Abbildung 10 vermittelt einen Eindruck über die Variationsbreite der Schrittlänge, die nur mit dem

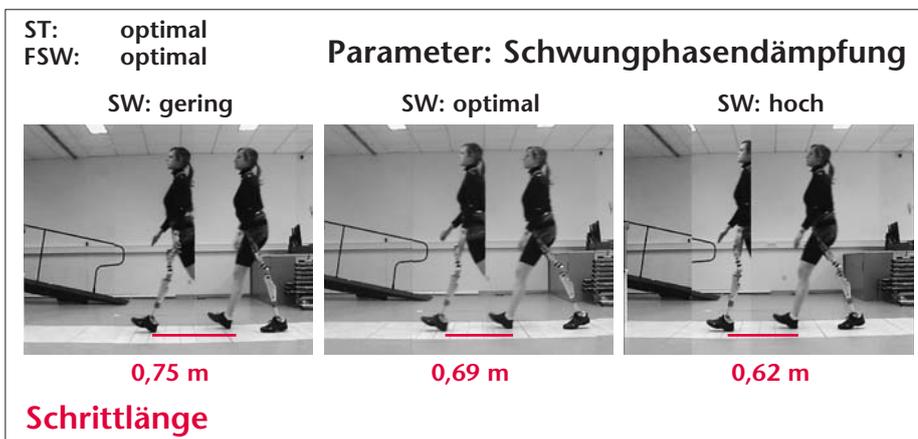


Abb. 10 Veränderung der Schrittlänge durch Einstellen des Schwungphasenwiderstandes (SW).

Justieren des Parameters Schwingphasendämpfung erreichbar ist, hier 13 cm. Zusammen mit der freien Schwungphase sind Einstellungen von sehr kurzen bis sehr langen Schritten möglich.

Für das neue Hüftgelenk bewährt sich das von Mc Laurin entwickelte Prinzip für Beckenkorbprothesen erneut. Der Prothesenaufbau erweist sich neben dem passenden Beckenkorb als essentiell für die Versorgungsqualität der Amputierten. Die Kombination des beschriebenen Hüftgelenkes mit dem C-Leg in einer Beckenkorbprothese soll den Amputierten dieses hohen Amputationsniveaus nun Funktionalität und Sicherheit bieten.

Für die Autoren:

Prof. Dr. rer. nat. habil.
Siegmar Blumentritt
Otto Bock HealthCare GmbH,
Forschung
Max-Näder-Str. 15
37115 Duderstadt

Literatur:

- [1] Berghof, R.: Kinematische Ganganalyse von Patienten mit Hüftexartikulationsprothesen. Orthopädie-Technik 46 (1995), 762-767
- [2] Blumentritt, S.: Biomechanische Aspekte zur Indikation von Prothesenkniegelenken. Orthopädie-Technik 55 (2004), 508-521
- [3] Greitemann, B., H. Bork, L. Brückner: Rehabilitation Amputierter. Stuttgart, Gentner Verlag, 2002
- [4] Hauser, D.: Tubenumgreifende Einbettung bei Hüftexartikulationsprothesen. Orthopädie-Technik 56 (2005), 408-411
- [5] Ludwigs, E.: Untersuchungen zur Biomechanik eines neuen exoprothetischen Hüftgelenkkonzeptes. Diplomarbeit FH Münster-Steinfurt, 2007
- [6] Mc Laurin, C. A.: Hip disarticulation prosthesis. Report 15, Prosthetic Services Centre, Department of Veterans Affairs, Toronto, 1954
- [7] Mc Laurin, C. A.: The canadian hip disarticulation prosthesis. Prosthetic and Orthotic Practice. Hrsg. G. Murdoch, Edward Arnold, London (1969), 285-304
- [8] Radcliffe, C. W.: The biomechanics of the Canadian-type hipdisarticulation prosthesis; Artificial Limbs. 4 (1957), 29-38

Mit freundlicher Empfehlung von 