

SEMINARARBEIT ZUM THEMA
KÜNSTLICHES BEIN

Ioannis Kyrykos
Zaidoun Samman

SEMINAR: KÜNSTLICHER MENSCH

Abstrakt.

Immer mehr versucht der Mensch sein Leben schöner und bequemer zu gestalten. Einer von seinen Zielen ist es, Gesund zu sein. Das stimmt mit seinem idealen Bild überein, das er hat, von einem schönen, gesunden und kräftigen Menschen. Leider gelingt es ihm nicht immer und sein Körper weicht von dem idealen Bild ab. Alter, Krankheiten und Unfälle sind einige Faktoren, die die Gesundheit und das Aussehen des Menschen stören. Organe werden dadurch beschädigt und deren Ersetzung oder Entfernung ist nunmehr von lebensnotwendiger Wichtigkeit. Menschen müssen den Rest ihres Lebens auf einem Stuhl erbringen. Laufen, ja tanzen sogar stehen sind Aktivitäten, die nur in der Sphäre ihrer Träume existieren können.

In dieser Arbeit wird der technologische Fortschritt der Beinprothesenentwicklung präsentiert, für Personen, bei denen ein Bein, nach einem Unfall oder schweren Krankheit, amputiert wurde. Zunächst werden wir die Geschichte der Entwicklung des künstlichen Beins bis heute nachfolgen, dann werden wir die modernsten Technologien der Beinprothesen kennen lernen und zum Schluss werden wir uns die Zukunft des biomechanischen Beins anschauen.

Die Geschichte der Beinprothese.

Die älteste Prothese wurde in Ägypten gefunden, es handelt sich um eine 3500 alte Großzehprothese. Die erste Beinprothese bestand aus Holz, war unbeweglich und ermöglichte eine optimale Reibung, welche die einzige Gemeinsamkeit mit den späteren Prothesen ist. Die starke Reibung ist die erste Haupteigenschaft beim Bau eines künstlichen Fußes. Die Wichtigkeit dieser Eigenschaft wird deutlicher, wenn man überlegt, wie unnatürlich unser Gang aussieht wenn wir auf glatter Ebene laufen.

Erst nach dem Ersten Weltkrieg wurde die erste Prothese mit Kniegelenk entwickelt, die dem Patienten eine weitere Bewegungsmöglichkeit gab. Das Kniegelenk führt auch den neuen Begriff, „*biomechanisches Gelenk*“, mit sich ein. Das Wort entsteht von der Verknüpfung der Wörter „biologisch“ und „mechanisch“ und bezeichnet die Tendenz der Entwickler, Prothese zu bauen bei denen, die biologische natürliche Bewegung durch mechanische ersetzt wird. Die biomechanischen Prothesen standen auf der Spitze der Entwicklung der Kniegelenke bis 1992, das Jahr in dem das erste bionic (bioelektronische) Kniegelenk C-Leg der Firma Otto Bock entworfen wurde. Das C-Leg ist die erste Prothese, die „denkt“ und den Gang der Oberschenkelamputierten erleichtert und das Laufbild der Prothesenträger erheblich verbessert. Im Jahre 2004 kam das Rheo Knee der Firma Össur auf den Markt, das die gleiche Leistung wie das C-Leg aber unterschiedliche Technologie aufweist. Im 2005 sollte seiner Nachfolge kommen, das vielversprechende Power Knee, das die erste aktive Beinprothese wäre.

Natürlicher Gang.

Wir dürfen nicht vergessen, dass es noch keine Oberschenkelprothese gibt, die alle natürlichen Aktivitäten des Beines ersetzen kann. Zunächst muss erwähnt werden, dass die Beinbewegung des Menschen von seinem Gehirn geleitet wird. Das Gehirn ist nicht nur ein Beobachter sondern auch ein Kontroller der Beine. Er erhält Bilderinformationen von den Augen (sie können mit Sensoren gleichgesetzt werden) und zusätzliche Informationen vom Fuß, wie zum Beispiel ob der Boden eine Neigung hat oder Gerade ist. Bei einer Prothese fehlen die meisten der Informationen, die mit dem aktuellen Status des Beins (gebeugt oder gestreckt) und des betretenen Bodens zu tun haben. Diese Daten sind jedoch wichtig für ein reibungsloses natürliches Laufen. Daher wird ein Mikrokontroller (ein Gehirn) in das Bein integriert, der diese Informationen, mit der Hilfe von Sensoren, sammelt, verarbeitet, evaluiert, und entsprechende mechanische Reaktionen auslöst. Das Problem ist aber leider noch nicht gelöst, weil das Gehirn des Prothesenträgers und der Mikrokontroller unabhängig

von einander arbeiten und wie auch schon erwähnt die mechanische Ausrüstung des künstlichen Beins für eine natürliche Mobilität nicht ausreicht. Tests mit C-Leg Prothesenträgern haben gezeigt, dass der Mikrokontroller des Kniegelenks den Gang des Patienten erleichtert und die notwendige Konzentration beim Gehen reduziert [6].

Die Einführung der biomechanischen Prothesen haben das Ziel, natürliche das Gangbild des Prothesenträgers wiederherzustellen, den Gang des Patienten zu erleichtern, und die verlorene Motorik des Beins so gut wie möglich zu ersetzen. Um die Funktion einer Prothese besser zu verstehen und die Problematik ihrer Entwicklung zu erläutern, müssen wir zunächst den Gangzyklus eines gesunden Menschen studieren. Und die Komponenten, die den natürlichen Gang bilden, herausfinden.

Unser Gang setzt sich aus zwei Hauptphasen, die Standphase bei der, der Fuß den Boden berührt, und aus der Schwungphase, bei der das Bein nach vorne schwingt, hin zum nächsten Schritt [10].

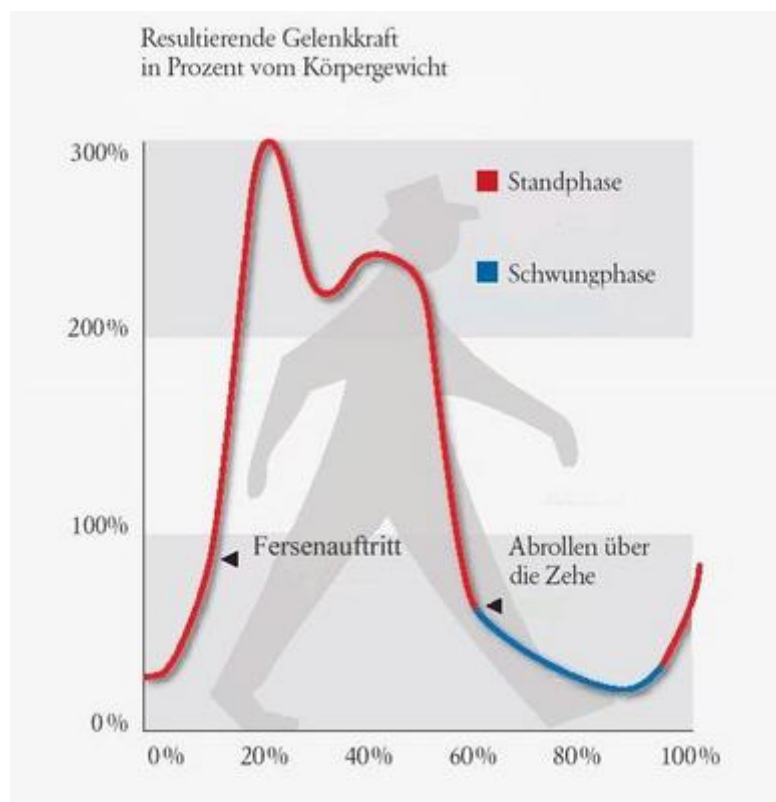


Abb 1. Graphische Darstellung der Stand- und Schwungphase. Die y-Achse zeigt die Belastung des Hüftgelenks proportional des Körpergewichts und die Zeit eines Gangzyklus.

Beim Gehen kann die Belastung des Hüftgelenks auch das Dreifache unseres Gewichts erreichen. Die Dauer der Schwungphase deckt 60% eines Gangzyklus und die Standphase 40%. Während der zwei Phasen ist das Knie gebeugt oder gestreckt, belastet oder entlastet. Dabei werden, während das Knie eine bestimmte Position hat, unterschiedliche Muskeln aktiviert. Wenn das Knie zum Beispiel gebeugt ist, soll es in der Schwungphase frei pendeln, und in der Standphase fest bleiben (Abb 1). Diese komplexe Funktionalität des Kniegelenks bereiten Schwierigkeiten beim Entwurf eines mechanischen Knies, das alle motorischen Bewegungen des Beins ersetzen soll [3].

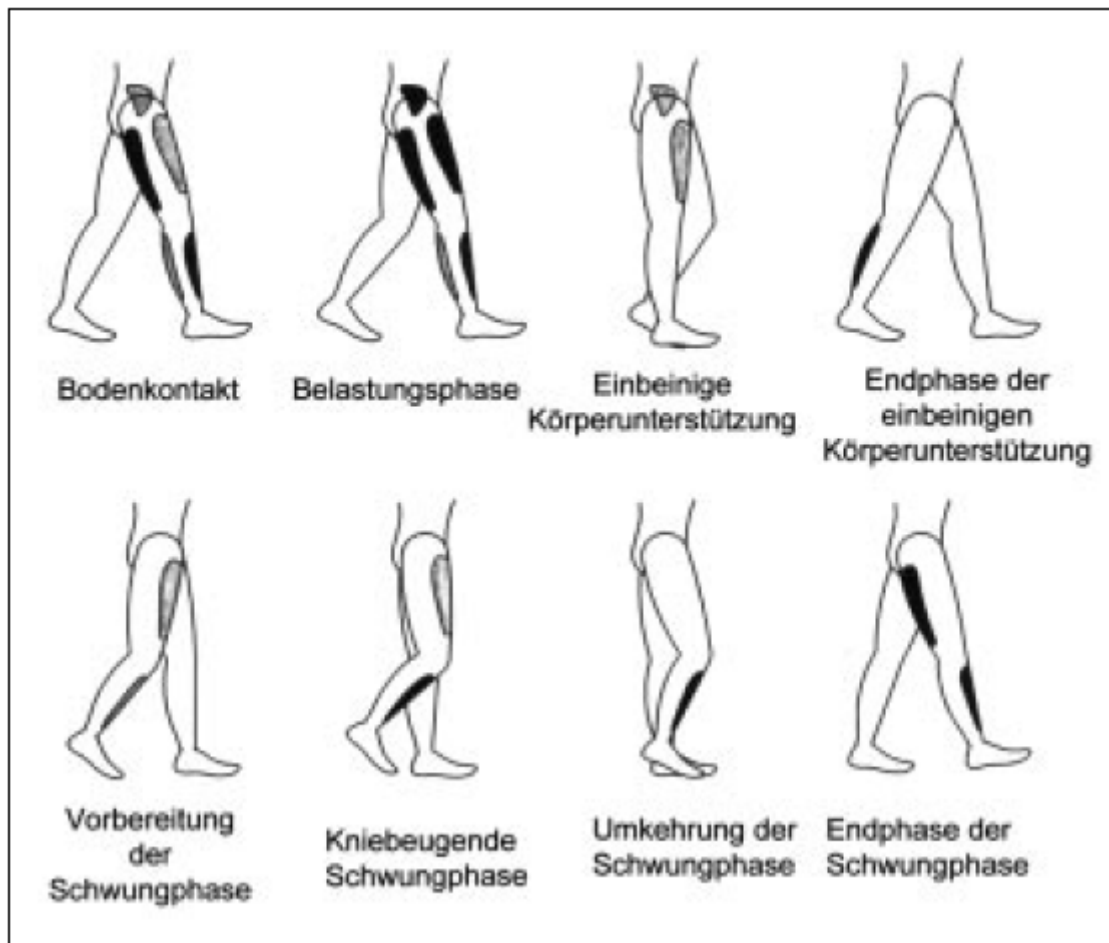


Abb 2. Muskelaktivitäten beim ebenen Gehen. Je dunkler die Schattierung der Muskel ist, desto höher die Aktivität ist.

Bereits beim Aufsetzen der Ferse ist das Knie in einem Winkel von 5 bis 10 Grad gebeugt, während des Standphasenzyklus, kann es bis zu 20/30 Grad gebeugt werden. Am Ende der Standphase wird das Knie weiter bis zu 50 Grad gebeugt. Dann fängt die Schwungphase mit maximaler Kniebeugung von 65 Grad, an. Alle diese Kniegelenkszustände soll ein mechanisches Bein zuverlässig und reibungslos erreichen, so dass eine natürliche Vorwärtsbewegung gewährleistet ist.

Entwurfsziel eines künstlichen Kniegelenks:

Der Wunsch jedes Amputierten ist es, dem fehlenden Körperteil ersetzen zu können und das Gefühl zu bekommen, dass ihm nichts fehlt. Im Moment können wir unser Ziel, nur als Utopie bezeichnen, ein künstliches Bein zu entwerfen, das in der Lage wäre die Funktionalität eines natürlichen Beins treu zu ersetzen, so dass der Patient sogar vergessen würde, dass er eine Prothese trägt. Ein wichtiger weiterer Wunsch des Amputierten ist es, dass seine Umgebung seine Behinderung nicht wahrnimmt.

Die Anforderungen einer Prothese begrenzen sich auf den drei folgenden Punkten [1]

- die Übernahme der Lasten während der Standphase
- die Übernahme der dynamischen Funktion des fehlenden Beins
- die Wiederherstellung des Gangbildes des Patienten.

Eine wichtige Eigenschaft einer Oberschenkelprothese für die Patienten ist die Sicherheit während der Standphase. In diesem Moment befindet sich das ganze Gewicht der Amputierten auf dem künstlichen Gelenk, und das Knie muss bis zum Ende der Phase

stabil sein[3] und darf nicht einknicken. Während Standphase soll der Gelenkwiderstand sehr groß sein, so dass das Knie sich nicht beugt, und in der Schwungphase jedoch sehr klein. Falls vor dem Ende der Standphase der Gelenkwiderstand zu klein ist, wird der Amputierte stürzen, oder falls das Kniegelenk während der Schwungphase steif bleibt, wird der Gang unnatürlich aussehen. Der zuverlässige Wechsel zwischen Standphasemodus eines Kniegelenks und Schwungphasemodus ist sicherheitsrelevant für den Prothesenträger. Auch akzeptiert Amputierte kein Kniegelenk, das in der Standphase nur mit der Unterstützung der Stumpfkraft stabil bleibt. Stabil ist ein Gelenk, wenn die Bodenreaktionskraft vor seiner Drehachse wirkt (Abb 3).

Das biomechanische oder bionische Kniegelenk soll einerseits dem Patienten eine sichere Standphase garantieren, andererseits soll das Knie so gesteuert werden, dass der Unterschenkel harmonisch schwingt. Harmonisch bedeutet hier, dass der Bewegung des Unterschenkels die Ganggeschwindigkeit des Prothesenträgers entspricht. Mit diesen zwei Eigenschaften könnte man die Anforderungen eines künstlichen Knies erfüllen, mit dem der Prothesenträger in der Lage wäre, nur noch auf einer ebenen Oberfläche zu laufen. Man könnte das Kniegelenk so konstruieren, dass es stabil und steif wäre, wenn es belastet wird, und während der Schwungphase wenn das Kniegelenk entlastet ist könnte das Bein freipendeln. Wenn man zusätzlich mit dem Knie eine Treppe abwärts gehen wollte, müsste man das Knie so entwerfen, dass es sich auch unter Last beugt, und nicht wie in der Standphase stabil bleibt, sondern der Widerstand des Kniegelenks variierbar ist. Jedes Kniegelenk soll die Phase des Ganges erkennen können, in der es sich befindet, und entsprechend reagieren. Die meisten mechanischen Gelenke werden steif, wenn sie belastet werden, während sie in unbelasteter Phase leicht beweglich ist.

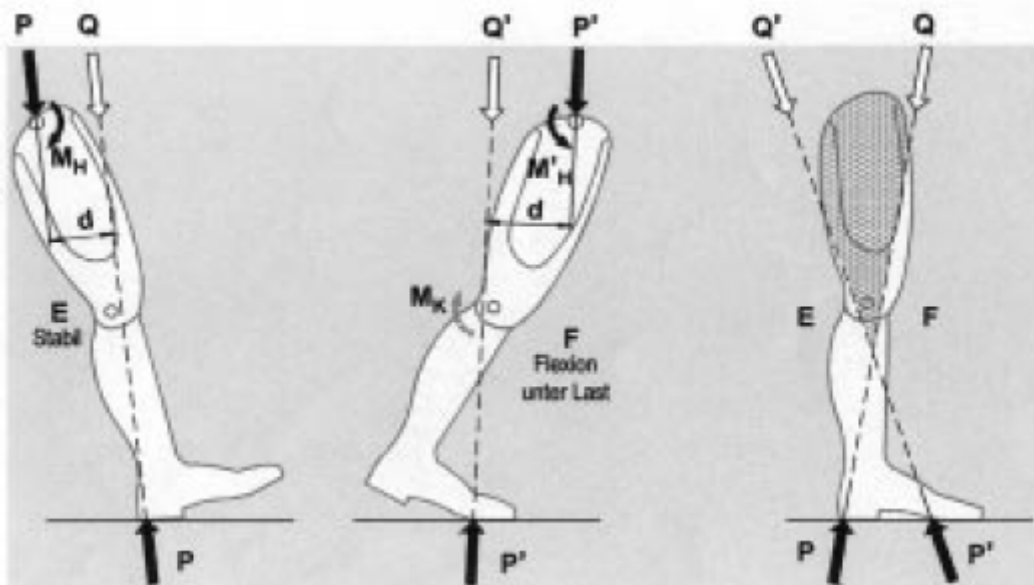


Abb 3. Die Stabilität einer Oberschenkelprothese.

Funktionalität des C-Leg

Im Jahre 1992 entwarf K. James Otto Bock ein Kniegelenk, das „denken“ kann und Seine Funktionalität galt bis 2004 als die beste Annäherung an die Funktionalität des natürlichen Gelenks. Das entworfene Kniegelenk war in der Lage, jeden Moment seine Aktuelle Gangphase zu erkennen und entsprechend zu reagieren. Während der Standphase bleibt das Knie stabil und verleiht dem Patienten Sicherheit, und in der Schwungphase wird es optimal gesteuert. Die Standphasensicherung und die Schwingphasensteuerung erfolgen

durch ein hydraulisches System. Das neue Kniegelenk besitzt außerdem zwei Sensoren und einen Mikrokontroller, der die Informationen der Sensoren sammelt, verarbeitet, und entsprechend der Hydraulik einstellt.

Sensoren des C-Leg:

Das C-Leg besitzt zwei Sensoren.

- Einen Winkelsensor, der den aktuellen Beugewinkel des Gelenkes bestimmt.
- Einen Momentsensor, der in dem Rohradapter sitzt und die Richtung der Last bestimmt.

Die Informationen werden von dem Kontroller alle 20 ms gelesen und verarbeitet. Dadurch wird ein Servomotor aktiviert, der das Ventil der Hydraulik regelt, so dass das Kniegelenk den richtigen Winkel und die erforderliche Stabilität erhält. Die Regelung der Stand- und Schwungphase erfolgt in „Echtzeit“, d.h. während des Schrittes werden die aktuellen Informationen gesammelt und daraus der aktuelle Kniezustand bestimmt. Auch wird automatisch der Schwung des Unterschenkels der aktuellen Schrittgeschwindigkeit angepasst.



Abb 3. C-Leg und Rohradapter

Technische Spezifikationen:

- Äußerst stabiler und leichter Karbonrahmen.
- Gewicht 1167 g
- Zugelassen für ein Körpergewicht bis 125 kg.
- Messwertfassung alle 0,02 Sekunden.
- Energieversorgung mit einem Lithium -Ionen -Akkus. Ladekapazität 40-45 Stunden.
- Maximale Kniebeugung 125 Grad.

1,5 Stunden vor dem Ausschalten des Lithium -Ionen -Akkus wird die integrierte Vibrationsmelder aktiviert. Falls sich der Akku ausschalten sollte wird die Prothese in den Notmodus oder Sicherheitsmodus überführt. In diesem Modus bleibt das Knie steif und ausgestreckt, so dass der Patient seine Prothese weiter verwenden kann, bis das Problem gelöst oder die Batterie neu aufgeladen wird.

C-Leg hat noch einen weiteren Modus, der von dem Prothesenträger aktiviert wird. Er ist, für das Abwärtslaufen der Stufen nützlich.

Der Mikrokontroller des C-Leg soll vor der Benutzung von Technikern konfiguriert werden. Die Prothese wird mit einem Computer verbunden, und über ein spezielles Programm wird die individuelle Einstellung der Patienten eingegeben.

Funktionalität des Rheo knees.

Das C-Leg liest alle 20 ms die Informationen der Sensoren und stellt die Hydraulik entsprechend ein. Eine höhere Abtastfrequenz der Sensoren ist unnötig, weil die Informationen der Sensoren zur mechanischen Informationen (Servomotor des Ventils) umgewandelt werden. Die mechanischen Systemsreaktionen sind langsamer als die Elektronische Systemreaktionen. D.h die elektronischen Informationen verbreiten sich schneller als die mechanischen. Deshalb ist ein häufigeres Lesen der Sensoren unnötig. Das Rheo knee verwendet kein hydraulisches System für den benötigten Widerstand des Knies während der Stand- und Schwungphase. Es verwendet ein innovatives magnetorheologisches Fluid, kurz MR- Flüssigkeit genannt. Das MRF ist ein Öl wie flüssiges Silikonöl in dem feine polarisierbare Partikel, wie zum Beispiel Eisenpartikel, enthalten sind. Diese Mischung von Ölen und Eisenpartikeln ist zunächst flüssig, sobald aber ein magnetisches Feld darauf einwirkt, wird ihre Viskosität verändert. Magnetorheologische Flüssigkeiten sind flüssige Suspensionen, deren Konsistenz durch ein magnetisches Feld stufenlos von einem flüssigen in festen Zustand (Abb 6) gebracht werden kann.

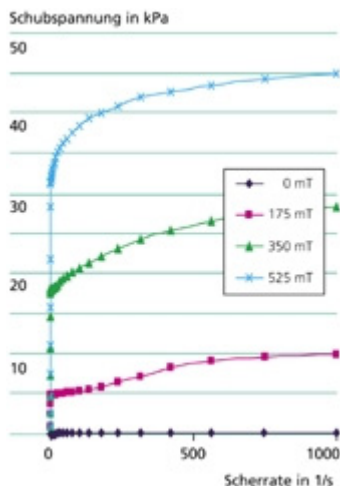


Abb. 5. Rheologische Fließkurve einer MRF
Ohne ohne bzw bei magnetfelder

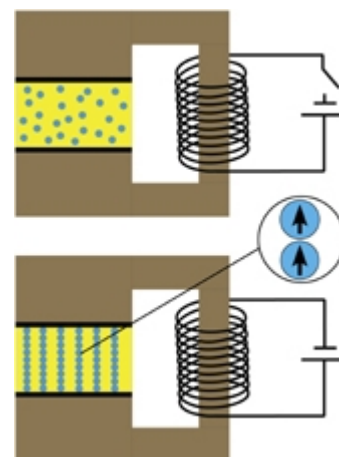


Abb 6. Nach der Wirkung eines Feldes bilden die Partikel Ketten. Die Konsistenz der MRF wird fester.

In einem Magnetfeld wird die magnetorheologische flüssige Masse sehr schnell fest. Die Viskosität der MRF ist proportional zur Magnetfeldstärke, so dass eine schnelle und genaue Änderung der Festigkeit der MRF möglich ist. In der Abb. 5 wird die die Viskosität von MRF bei Einwirkung von Magnetfeldern unterschiedlicher Stärke graphisch dargestellt. Diese Eigenschaft gibt dem Rheo knee die Möglichkeit, seine Sensoren jede ms zu lesen und dementsprechend oft seinen Kniezustand anzupassen. 1000-mal in der Sekunde werden die Sensoren gelesen, und genau so oft wird auch das Kniegelenk im Echtzeitverfahren eingestellt.

Das Kniegelenk stellt die Grundeinstellung während des ersten Schrittes selbst ein. Danach wird vom Orthopädietechniker und dem Anwender selbst das Kniegelenk über ein PDA

passend eingestellt. Später können die Einstellungen von den geübten Prothesenträgern selbst wieder geändert werden.

Power Knee.

Unter dem Logo „Life Without Limitations“ will Össur ein künstliches Bein auf den Markt bringen, das einen wesentlich größeren Teil der dynamischen Funktionen des natürlichen Beines abdeckt. Die herkömmlichen bionischen Prothesen verwandeln sich wieder in ein Holzbein, sobald der Prothesenträger eine Treppe oder eine Schräge aufwärts gehen will. Aber das Power knee schafft es, Treppen auf und abwärts zu laufen sowie Schrägen oder lange Laufstrecken problemlos zurückzulegen.

Das Kniegelenk des Power Knee hat nicht wie andere Kniegelenke eine Art Widerstand, etwas wie eine Gelenkbremse. Stattdessen besitzt das Power Knee eine elektromechanische Kraftquelle, die die Motorik der Muskeln aktiv ersetzt. Jetzt verwandelt sich das Bein nicht mehr zum Holzbein vor einer Treppe, sondern es wird die Bewegungen des gesunden Beins wiederholen. Das Bein beugt sich und hebt vom Boden ab bis zur Stufe und sobald sich die Prothese auf der Stufe befindet, schiebt sie das ganze Gewicht des Patienten nach oben. Die Frage, die hier aber entsteht, ist: wie ist es möglich für das Bein eine Stufe zu erkennen und sogar auf die Stufe zu steigen? Die Antwort steckt in dem SSSC Sound-Side-Sensory-Control. Es handelt sich um eine Gruppe von Sensoren die auf der Sohle des gesunden Fußes sitzen und Informationen über den Gangphasen dem Mikrokontroller der Prothese mitteilt. Die Prothese weiß, in welcher Phase sie sich im Gang befindet und berechnet die genau benötigte Kraft, die die Prothese braucht, damit sie ihre motorische Funktion erfüllt.



In einer Sekunde werden 1350-mal die Sensoren gelesen und deren Daten verarbeitet. Damit wird ein größeres Maß an Präzision erreicht und eine bessere Leistung der Prothese. Die Ersetzung der Muskeln des fehlenden Beins, wie auch der Sound-Side-Sensory-Control, ermöglicht der Prothese eine komplexe Sequenz von Bewegungen, so dass die Balance und die Symmetrie des Ganges der Patienten wiederhergestellt werden.

Quellen:

<http://www.ossur.com/>
<http://www.ottobock.de>
<http://gb.asterix.tm.fr/missives/pirates.gif>
<http://www.2004victhom.com/en/produits.asp>
<http://www.victhom.com/>
http://www6.in.tum.de/lehre/seminare/hs_ws9798/index.html
<http://www.deutsches-museum.de/dmznt/ersatzteile/fuss/index.html>
<http://www.victhom.com/news/annualreport2004.pdf>
http://www.isc.fraunhofer.de/german/aktuelles/hintergrundwissen/tdm_2/index.html

[1] **„C-Leg- Ein neues System zur Versorgung von Oberschenkelamputationen“**

H.Dietl, R. Kaitan, R. Pawlik, P.Ferrara Artikel

Als PDF:

<http://www.ot-forum.de/OT/split1998/ot1998.127-135.pdf>

Orthopädie-Technik Ausgabe 03/98

[2] **„Biomechanik und Beurteilung des mikroprozessorgesteuerten Exoprothesenkniegelenkes C-Leg“**

H.Stinus, Orthopädie- Technik Z Orthop 2000; 138 Seite 278-282.

Als PDF:

http://www.ottobock.de/de/tgemp/products/leg_prosthesis/knee_joints/c_leg_/download_c_leg/003671212_D/biomechanik_ortho_beitrag.pdf

[3] **„Biomechanische Aspekte zur Indikation von Prothesenkniegelenken“**

S.Blumentritt Orthopädie-Technik Ausgabe 06/04

Als PDF:

http://www.ottobock.de/de/tgemp/products/leg_prosthesis/knee_joints/c_leg_/download_c_leg/003673876_D/im_c_leg_ot_6_04.pdf

[6] **„Leistungsfähigkeit verschiedener Prothesenkniegelenke beim Treppenaggehen von Oberschenkelamputierten“**

T.Schmalz, S.Blumentritt, R. Jarasch, Orthopädie-Technik Ausgabe 7/02

http://www.ottobock.de/de/tgemp/products/leg_prosthesis/knee_joints/c_leg_/download_c_leg/

[7] **„Metabolischer Energieverbrauch Amputierter beim Gehen mit dem Prothesenkniegelenk C-LEG“**

T. Schmalz, S. Blumentritt, K. Tsukishiro, L. Köcher, H. Dietl

http://www.ottobock.de/de/tgemp/products/leg_prosthesis/knee_joints/c_leg_/download_c_leg/

[9] **„Ganganalytische Beurteilung von Kniegelenkseinstellung und Prothesenaufbau unter Nutzung der im Kniegelenke C- Leg integrierten Sensorik“**

R.Pawlik, Orthopädie-Technik Ausgabe 7/01