

Entwicklung einer Beinprothese für den leichtathletischen Lauf

C. Bohn, G.B. Shan, H. Schaper, T. Korff, K. Nicol (Projektleiter)

Westfälische Wilhelms-Universität Münster

Institut für Sportwissenschaft

Abteilung für Angewandte Biomechanik

1 Problem

Nachdem seit 1991 Laufwettbewerbe von Prothetikern mit Startmöglichkeiten bei nationalen und internationalen Wettkämpfen wie Europa- und Weltmeisterschaften sowie den Paralympics angeboten werden, hat sich der Leistungsstand auch bei Oberschenkelamputierten Sprintern deutlich verbessert. Auch hier erfordert Spitzenleistung das Ausschöpfen aller Leistungsreserven, sowohl in der individuellen Bewegungstechnik als auch im verwendeten Prothesenmaterial. Vor diesem Hintergrund wird die Entwicklung einer speziellen Beinprothese für den leichtathletischen Lauf durch Modifikation des derzeit verwendeten Prothesenmaterials angestrebt. Während der Einfluss der sogenannten energiespeichernden Prothesenfüße (z.B. Flex Sprint) gut dokumentiert ist (z.B. POOSTEMA et al. 1997), wurden die Kniegelenkseinheiten im schnellen Lauf bislang noch nicht untersucht. Darauf basiert die Hypothese, dass Modifikationen dieses modularen Passteils zu Verbesserungen führen können.

Die Aufgaben des Prothesenkniegelenks liegen einerseits in der Standphasensicherheit durch Verhindern des Einknickens des Gelenks im Stütz, andererseits in der optimalen Schwungphasensteuerung durch kontrolliertes Vorbringen der Unterschenkeleinheit. Die Standsicherheit wird derzeit dadurch erreicht, dass bereits in der Mitte der Schwungphase das Bein gestreckt und arretiert und dann gestreckt aufgesetzt wird. Nachteilig ist hierbei, dass während eines Großteils der Schwungphase durch das Hüftdrehmoment ein großes Trägheitsmoment zu überwinden ist. Dies führt zu der Zielstellung, ein Prothesenkniegelenk zu konstruieren, das ein moderates Vorschwingen der Unterschenkeleinheit gewährleistet, so dass sich das Trägheitsmoment in der Hüfte verkleinert und ein früherer Fußaufsatz möglich wird. So wird die Schrittfrequenz erhöht und bei Beibehaltung der Schrittlänge die Laufgeschwindigkeit vergrößert. Zielstellung der Studie ist demnach eine Reduzierung der zeitlichen Dauer der Schwungphase des Prothesenbeins durch Modifikation der Feder- und Dämpfungseigenschaften des künstlichen Kniegelenks.

2 Methode

Wegen dieser definierten und technischen Zielstellung wurde der Modellierung gegenüber einem sukzessiven Austesten von Modifikationen der Vorzug gegeben. Ein zweidimensionales, dreisegmentiges Modell der Prothesenseite in der Sagittalebene wurde mit der Mehrkörper-Modellierungs-Software DADS 9.0 der FA. CADSI entwickelt. Berücksichtigt wurden die Segmente Unterschenkeleinheit, Oberschenkelstumpf/Oberschenkeleinheit und Restkörper. Knie- und Hüftgelenk wurden nachgebildet durch ein Scharniergelenk mit integrierter gedämpfter Rotationsfeder sowie Generatoren für ein konstantes und für ein zeitabhängiges Netto-Drehmoment M , das definiert ist durch

$$M = Kf + D\dot{f} + M_k + M_{nk}$$

mit

- K Rotationsfederkonstante
- D Dämpferfederkonstante
- M_k Konstantes Moment
- M_{nk} Nicht-konstantes Moment
- f Winkel zwischen benachbarten Segmenten
- \dot{f} Winkelgeschwindigkeit

Um diese Parameter $f(t)$ und $\dot{f}(t)$ zu erhalten, wurde eine Laufstudie mit Videoaufnahmen des Hüft- und Kniewinkelverlauf beider Körperhälften in der Sagittalebene mit zwei 250 Hz-Videokameras durchgeführt. Zusätzlich wurden durch drei 3-Komponenten-Kraftmessplattformen mit 240 x 80 cm² Gesamtmessfläche die dynamometrischen Daten erfasst und mit den kinematischen synchronisiert. Maximal konnten drei Schritte am Start und im Abschnitt der maximalen Laufgeschwindigkeit erfasst werden (BOHN et al. 1999; 1999a; 2000; 2000a). An der Studie nahmen insgesamt elf Oberschenkelamputierte Sportlerinnen und Sportler teil, deren kinematische und dynamografische Daten für eine empirische Analyse ausgewertet wurden. Die Simulationen der Gelenkmodifikationen wurden mit den Daten von drei Leistungssportlern durchgeführt, die spezielle Sprintprothesen trugen.

Zur Parametrisierung des Kniegelenk-Modells wurde zunächst ein vereinfachtes Modell betrachtet, in dem K , D , M_k gleich Null sind, so dass das für die beobachtete Bewegung benötigte Drehmoment durch ein M_{nk} aufgebracht wird. Hier ließ sich M_{nk} mit einem Momenten-Gleichungssystem nach PATIL & CHAKRABORTY (1991) auf konventionellem Weg berechnen. In einem zweiten Schritt wurde das aus f ableitbare Schwerkraftmoment subtrahiert. Im realen Kniegelenk ist das Restmoment durch $Kf + D\dot{f}$ aufzubringen. In

einem dritten Schritt modifizierten wir dann die technischen Parameter K und D im Sinne der Zielstellung.

3 Ergebnisse

Es gelang, durch Modifikation der Rotationsfeder- und Dämpferfederkonstanten die Kniestreckung in der Schwungphase zu so reduzieren und damit das Gesamtträgheitsmoments des Prothesenbeines so zu verringern, dass sich die Schwungphasendauer bis zu max. 48 m/s verkürzte. Abbildung 1 zeigt gestrichelt einen Kniewinkel, der fast die gesamte Flugphase mit deutlich reduzierter Streckung durchläuft.

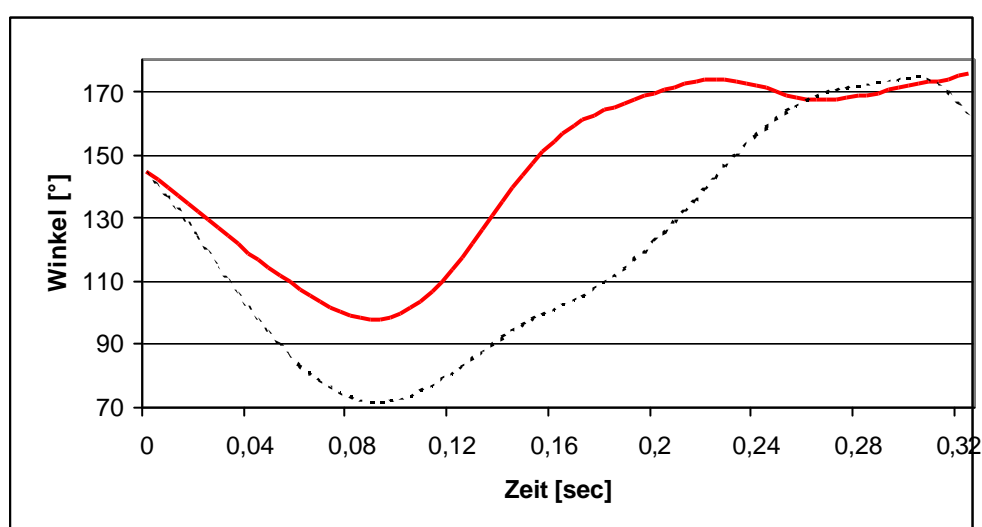


Abb. 1: Kniewinkelverlauf eines Probanden (durchgezogene Linie) und des modifizierten Kniegelenks in der Simulation (gestrichelte Linie). Die Kniestreckung des modifizierten Knies und damit sein Trägheitsmoment sind deutlich reduziert.

Durch das Einlesen modifizierter Drehmomente im Hüftgelenk, welche eine verstärkte Aktivität der Hüftstreckmuskulatur simulieren, ließen sich die durch die technischen Modifikationen erreichten Schwungphasenverkürzungen weiter vergrößern. In allen Simulationen wurden die besten Ergebnisse bei Kombination von veränderten technischen Eigenschaften des Kniegelenks und einer veränderten Bewegungsausführung erzielt.

4 Diskussion

Die in der Studie gewonnenen technischen Modifikationen wurden an einen Prothesenhersteller weitergeleitet. Derzeit wird nach diesen Daten ein verändertes Kniegelenk konstruiert. Anschließende Laufuntersuchungen sollen zeigen, wie sich die Athleten an die veränderten technischen Bedingungen adaptieren können. Insbesondere ist zu untersuchen,

ob die erzielte Erhöhung der Frequenz zu einer Reduzierung der Schrittlänge führt und – falls ja – wie sich dies durch Trainingsmaßnahmen kompensieren lässt.

5 Literatur

- BOHN, C.; SHAN, G.B.; ATTERMAYER, R.; NICOL, K.: Is it feasible to use an everyday above-knee prosthesis in mass sport? A motion analysis. VISTA 1999 – Sport for athletes with disability, Abstract manual, 39
- BOHN, C.; SHAN, G.B.; NICOL, K.: The possibility of running with an above knee prosthesis – a biomechanical comparison of different trials. *Medical & Biological Engineering & Computing* 37 (1999a) 2, 812–813
- BOHN, C.; NICOL, K.; KORFF, T.; SHAN, G.B.: How to improve the individual running technique of above knee amputee sprinters – a biomechanical comparison, 5th Scientific Congress, Paralympics, Sydney 2000, Abstractbook, 31
- BOHN, C.; SHAN, G.B.; ATTERMAYER, R.; NICOL, K.: The possibility to overload biological structures by using common above-knee prosthesis for running – a biomechanical comparison of different trials. ESB 2000a, Dublin, Proceedings, 378
- NOOLAN, L.; LEES, A.: Touch down and take-off characteristics of the lung jump performance of world level above- and below-knee amputee athletes. *Ergonomics* 43 (2000) 10, 1637-1650
- PATIL, K.M.; CHAKRABORTY, J.K.: Analysis of a new polycentric above-knee prosthesis with pneumatic swing phase control. *Journal of biomechanics* 24 (1991) 3, 223–233
- POOSTEMA, K.; HERMENS, H.J.; DEVRIES, J.; KOOPMANN, H.F.; EISMA, W.H.: Energy storage and release of prosthetic feet. Part 1: Biomechanical analysis related to user benefits. *Prosthetics and Orthotics International* 21 (1997) 1, 28–43