

Biomechanische Untersuchungen des leichtathletischen Laufs
oberschenkelamputierter Athleten

Inauguraldissertation
zur Erlangung eines Doktors der Philosophie
im Fachbereich 05 Psychologie und Sportwissenschaften
der Johann-Wolfgang-Goethe-Universität
zu Frankfurt am Main

vorgelegt von

Christiane Bohn
aus Meppen

2003

0	Einleitung	1
1	Zum Stand der Forschung	12
1.1	Technischer Entwicklungsstand	12
1.1.1	Aufbau einer Beinprothese für den Breitensport	19
1.1.2	Aufbau einer Sprintprothese	20
1.2	Der Kurzstreckenlauf nicht amputierter Athleten	24
1.2.1	Phaseneinteilung des Laufs	25
1.2.2	Laufschrittcharakteristik	26
1.2.3	Leistungsbestimmende Größen in den Abschnitten des Sprintlaufs	31
1.2.3.1	Leistungsbestimmende Kriterien im Startabschnitt	31
1.2.3.2	Leistungsbestimmende Kriterien im Beschleunigungsabschnitt	33
1.2.3.3	Beschreibung der Merkmale im Abschnitt maximaler Geschwindigkeit	35
1.2.4	Die Übertragbarkeit auf den Lauf Oberschenkelamputierter Sprinter	37
1.3	Die Muskelaktivität im Kurzstreckenlauf – ein Vergleich zwischen unversehrten Athleten und Oberschenkelamputierten Läufern	40
1.3.1	Muskelstatus nach Oberschenkelamputation	40
1.3.2	Muskelstatus nach Knieexartikulation	46
1.3.3	Muskelaktivität beim Start und in der Beschleunigungsphase	47
1.3.4	Muskelaktivität im Lauf mit maximaler Geschwindigkeit	49
1.3.5	Zusammenfassung	62
1.4	Die Modellierung in der Biomechanik	65
2	Methodik	71
2.1	Parameter	71
2.1.1	Modellansatz zur Vergrößerung der Laufgeschwindigkeit	72
2.1.2	Die Schwunghasenverkürzung	73
2.2	Probanden	80
2.3	Untersuchungsdesign Laufstudie	82

2.4	Untersuchungsdesign Modellierung	85
2.4.1	Das Segmentmodell	85
2.4.2	Parametrisierung	87
2.4.3	Hilfsmodell zur Beschreibung der experimentell erfassten Hüft- und Kniewinkelverläufe	87
2.4.4	Simulationsstrategien	89
2.5	Untersuchungsdesign Nachstudie	90
2.6	Fehlerabschätzung	90
3	Ergebnisse	94
3.1	Kinematik des Startabschnitts	95
3.2	Dynamometrie des Startabschnitts	101
3.3	Kinematik im Abschnitt maximaler Geschwindigkeit	110
3.4	Dynamometrie des Laufabschnitts	116
3.5	Zusammenfassung der Ergebnisse	123
3.6	Ergebnisse der Computersimulation	130
3.6.1	Der Einfluss der Unterschenkelmasse (Carbon-Feder Prothese)	138
3.6.2	Simulationsrechnungen mit Gelenkmomentsvariationen	140
3.6.2.1	Variation der Rotationsfeder- und Dämpferkonstanten	141
3.6.2.2	Einfluss der Kniewinkelgeschwindigkeit	141
3.6.2.3	Einfluss einer modifizierten Bewegungsausführung	145
3.7	Zusammenfassung der Simulationsergebnisse	151
3.8	Die Ergebnisse der Nachstudie am Fallbeispiel des Probanden F	153

4	Diskussion	157
4.1	Das frühe Aufrichten als Besonderheit des Starts	158
4.2	Die Schwungphase	159
4.3	Krafttraining der Stumpfmuskulatur als eine Möglichkeit der Leistungsverbesserung?	161
4.4	Koordination als leistungsverbessernde Komponente?	166
4.5	Individualität als leistungsbestimmender Faktor?	168
5	Ausblick	171
6	Literaturverzeichnis	174
7	Anhang	i
	Abkürzungsverzeichnis	i
	Tabellenverzeichnis	iii
	Bildverzeichnis	iv
	Schriftliche Erklärung über die eigenständige Verfassung der Dissertation	viii
	Lebenslauf	ix

0 Einleitung

Forschungsfrage

Mit der Aufhebung des Laufverbots für Oberschenkelamputierte Athleten in der Leichtathletik für Menschen mit Behinderungen im Jahre 1991 stand den amputierten Sportlerinnen und Sportlern auch in den Laufdisziplinen die Möglichkeit offen, sich in Wettkämpfen zu messen. Dies war der Startschuss einer rasanten Entwicklung auf der leichtathletischen Kurzstrecke.

Spätestens seit den Paralympics in Sydney wurde deutlich, dass auch in dieser Disziplin Kriterien des Hochleistungssports anzulegen sind.

Es ist in diesem Sinne erstaunlich, dass bislang keine sportwissenschaftlichen Untersuchungen stattfanden, um mögliche Leistungsreserven im Lauf Oberschenkelamputierter Sprinter festzustellen und zu nutzen. Wie im ersten Kapitel aufgezeigt, ist die technische Entwicklung bezüglich des Prothesenmaterials bereits soweit voran geschritten, dass computergestützte Modularpassteile verwendet werden, die allerdings als „Technikdoping“ verboten sind. Darüber hinaus wird das im Sport verwendete Prothesenmaterial stetig verbessert. Literaturrecherchen ergeben jedoch, dass sich Untersuchungen mit dem Ziel einer Verbesserung der individuellen Bewegungsausführung entweder nur auf Unterschenkelamputierte Läufer beschränken oder der Optimierung des Prothesenmaterials dienen.

Vor diesem Hintergrund entstand die Frage, wie sich die individuelle Bewegungsausführung des amputierten Läufers beeinflussen und im Hinblick auf die Vergrößerung der Laufgeschwindigkeit modifizieren lässt. Zu beachten ist dabei der veränderte muskuläre Status des Athleten nach Amputation sowie die diesbezüglichen muskelphysiologischen Besonderheiten seines Laufs (Kapitel 1.3).

Aufgabe von Parametern

Die Aufgabe eines Parameters ist es, die Forschungsfrage zu beantworten. Es sind daher Parameter zu finden, die einen Hinweis zur Vergrößerung der

Laufgeschwindigkeit von Prothesenträgern geben. Das Auffinden dieser Parameter verläuft in zwei Schritten. Zunächst wird ein Überblick über die Parameter gegeben, welche die Laufgeschwindigkeit beeinflussen. Daran schließt sich ein Abschnitt an, in dem eine Strategie zum Auffinden von leistungsrelevanten Parametern entwickelt wird.

Parameter-Variation und Leistungsverbesserung

Zur Schaffung eines Überblicks über mögliche Leistungsverbesserungen wird zunächst ein mechanisches Modell eines Läufers betrachtet. Dessen Aktionen werden bis zu dem Punkt verfolgt, bis es sich mit einer Geschwindigkeit v , der Zielgröße dieser Arbeit, fortbewegt. Die Größen, die auf diesem Weg angesprochen werden (wie der Horizontalkraft), beinhalten Parameter (wie den horizontalen Impuls), die möglicherweise zu der gewünschten Leistungsverbesserung beitragen können. „Möglicherweise“ bedeutet, dass für eine Verbesserung mindestens die folgenden Bedingungen erfüllt sein müssen:

1. Der Wert des Parameters P_a , die Parameterausprägung, ist in die gewünschte Richtung variierbar, was u. a. beinhaltet, das P_a nicht bereits im Ist-Zustand in seinem Maximum realisiert wird und weiterhin nicht mit vertretbarem Aufwand auftrainierbar ist.
2. Die mögliche Variation von P_a führt zu einer Leistungsverbesserung, die auf drei Wegen zu erreichen ist:
 - a. Bei Variation von P_a bleiben alle anderen Parameter des Systems konstant, die Variation von P_a führt direkt zu der auf Grund von Modellüberlegungen erwarteten Verbesserung. Wird z. B. im mathematischen Modell die Laufgeschwindigkeit v , der „Parameter P_a “ in Form der Schrittlänge L_{Schritt} und die „anderen Parameter“ in Form der Schrittdauer D_{Schritt} durch
$$v = L_{\text{Schritt}} / D_{\text{Schritt}}$$
gekoppelt und vergrößert man L_{Schritt} um 10 %, so vergrößert sich v ebenfalls um 10 %.
 - b. Die Strategie a. ist im Submaximal-Bereich durchaus umsetzbar. Als Beispiel sei ein lockerer Lauf mit submaximalem

L_Schritt und D_Schritt genannt, bei dem trotz zehnpromzentiger Vergrößerung von L_Schritt der Betrag von D_Schritt beibehalten werden kann und v sich demnach um 10 % vergrößert. Im Maximal-Bereich, d. h. hier bei sehr großem L_Schritt wird es jedoch zu Rückkoppelungen in der Art geben, dass sich D_Schritt bei zunehmendem L_Schritt vergrößert und v um weniger als 10 % zunimmt.

- c. Im Extremfall, d. h. bei extrem großem L_Schritt wird die Zunahme von L_Schritt zu einer Zunahme von D_Schritt größer 10 % führen, so dass die Zunahme von L_Schritt in einer Abnahme von v resultiert.

Möglicherweise leistungsrelevante Größen und Parameter

Im Weiteren wird der oben angesprochene Weg vom mechanischen Modell des Läufers bis zur Zielgröße Laufgeschwindigkeit zurückgelegt und dabei Größen sowie Parameter benannt werden, die möglicherweise leistungsrelevant sind.

Das Modell besteht aus einem Gelenkmodell, das aus den Ober- und Unterschenkeln mit Füßen besteht sowie dem Hüftgelenk mit der Masse des Restkörpers, das sich mit einer Geschwindigkeit v fortbewegt. Die logische Kette bis zur Laufgeschwindigkeit wird folgendermaßen beschrieben:

- a) Ursächlich für die Bewegung sind die vom Biologischen System realisierten zeitabhängigen Dreh-Momente in den Gelenken, die im Unterschied zu den unter b) eingeführten technischen Momenten mit BM bezeichnet werden. Es wirken die Hüft- und Kniemomente $BM_{H\ddot{u}fte}(t)$ und $BM_{Knie}(t)$ der erhaltenen und der Prothesenseite.
- b) Bei Oberschenkelamputierten ist das natürliche Kniegelenk durch die technischen Komponenten der Prothese ersetzt, die gesondert zu beschreiben sind. Die auf das Unterschenkel- und Fuß-Segment der Prothese wirkenden Trägheits- und Gewichtskräfte sowie die Feder- und Dämpfermomente des Prothesenkniees summieren sich zu einem

- zeitabhängigem Drehmoment $M_{\text{Ist_Knie}}(t)$, das den Istzustand beschreibt.
- c) Ein Teilziel der vorliegenden Arbeit ist es, das Prothesenknie zur Leistungssteigerung zu modifizieren, was durch Einbau einer Feder mit dem Moment M_{Feder} , eines Dämpfers ($M_{\text{Dämpfer}}$) und einer Feder mit konstantem Moment M_{const} geschehen kann. Diese Momente addieren sich dann zu $M_{\text{Ist_Knie}}(t)$.
 - d) Diese muskulären bzw. technischen Momente wirken in der Flugphase auf die Segmente des Modells, die durch ihre Trägheitsmomente J repräsentiert sind. J beeinflusst die erzeugte Bewegung, ist also ebenso leistungsrelevant wie die vorher aufgelisteten Größen.
 - e) In den Stützphasen erfolgt eine zusätzliche Wechselwirkung mit dem Boden, die einerseits die Bewegung der Segmente abbrems, andererseits nach dem zweiten Schwerpunktsatz die Bewegung des Körperschwerpunkts beeinflusst. Die Wechselwirkung $F(t)$ bzw. deren Komponenten in vertikaler bzw. transversaler Richtung sind somit ebenso leistungsrelevant wie die zu bewegende Körpermasse m .
 - f) Diese Prozesse erzeugen gewisse Gelenkwinkelverläufe $\alpha_{\text{Knie}}(t)$ und $\alpha_{\text{Hüfte}}(t)$, die in der Stützphase die Bewegung des Systems erschöpfend beschreiben. In der Schwungphase wird zusätzlich die Geschwindigkeit der Hüfte $v_{\text{Hüfte}}(t)$ benötigt, die aus den Kräften $F(t)$ und ggf. einer Körperschwerpunkt-Korrektur zu gewinnen ist.
 - g) Damit ist die Zielgröße v bekannt. Zur Erhöhung der Kompatibilität mit der Literatur wird die Kette eine Stufe weiter verfolgt. Die Gelenkwinkelverläufe und $v_{\text{Hüfte}}(t)$ bestimmen Ort und Zeit der Bodenkontakte und damit die Dauern von Stützphase $D_{\text{Stütz}}$, Schwungphase D_{Schwung} und Doppelschritt D_{Schritt} sowie in diesen Phasen vom Fuß der jeweils angesprochenen Körperseite zurückgelegte Strecke $L_{\text{Stütz}}$, L_{Schwung} und L_{Schritt} .

Fluss-Diagramm zur Wirkungskette

Bild 1 zeigt ein Flussdiagramm der oben beschriebenen Wirkungskette, wie es in ähnlicher Form von HAY und BALLREICH entwickelt und verwendet wurde.

Im Gegensatz zum obigen Verfahren gehen diese jedoch von der Zielgröße aus und verfolgen die Einflussgrößen zurück, wobei sie an jeder Stelle die Kette je nach Einschätzung der Einflussgröße abbrechen können. Hier wird der umgekehrte Weg beschritten: Er beginnt mit denjenigen Systemkomponenten, deren Behandlung im Rahmen dieser Arbeit vorgegeben waren, nämlich den technischen Komponenten der Prothese und den muskulären Gegebenheiten der unteren Extremität und verfolgt deren Einfluss auf die Laufgeschwindigkeit. Nachdem parallel hierzu auch der konventionelle Weg nach HAY und BALLREICH ausformuliert worden war, ergab sich, dass die hier vorgestellte Richtung sich an kritischen Stellen schlüssiger darstellen lässt.

Das Fluss-Diagramm folgt im Wesentlichen der Sequenz a) bis g) mit kleineren, teilweise grafisch bedingten Abweichungen. Auf der Prothesenseite beginnt es in Ebene 1 mit dem technischen Moment im Knie, dem in b) beschriebenen zeitabhängigem Drehmoment $M_{Ist_Knie}(t)$. In Ebene 2 werden die Momente der Modifikations-Komponenten des Kniegelenks erzeugt, auf Ebene 3 stehen dann das (evtl. zur Optimierung modifizierte) Gesamtmoment $M_{Knie}(t)$ und das muskuläre Hüftmoment $BM_{Hüfte}(t)$ als Antrieb zu Verfügung. Auf der erhaltenen Seite beginnt das Modell auf Ebene 3a mit den muskulären Drehmomenten, die mit den Trägheitsmomenten und Massen m wechselwirken und in der Schwungphase die in Ebene 3b eingetragenen Winkelverläufe ergeben. In der Stützphase erzeugen die Segmentbewegungen eine vektorielle Stützkraft $F(t)$, die ihrerseits ihre Hüftgeschwindigkeit $v(t)$ erzeugt (Ebene 3c).

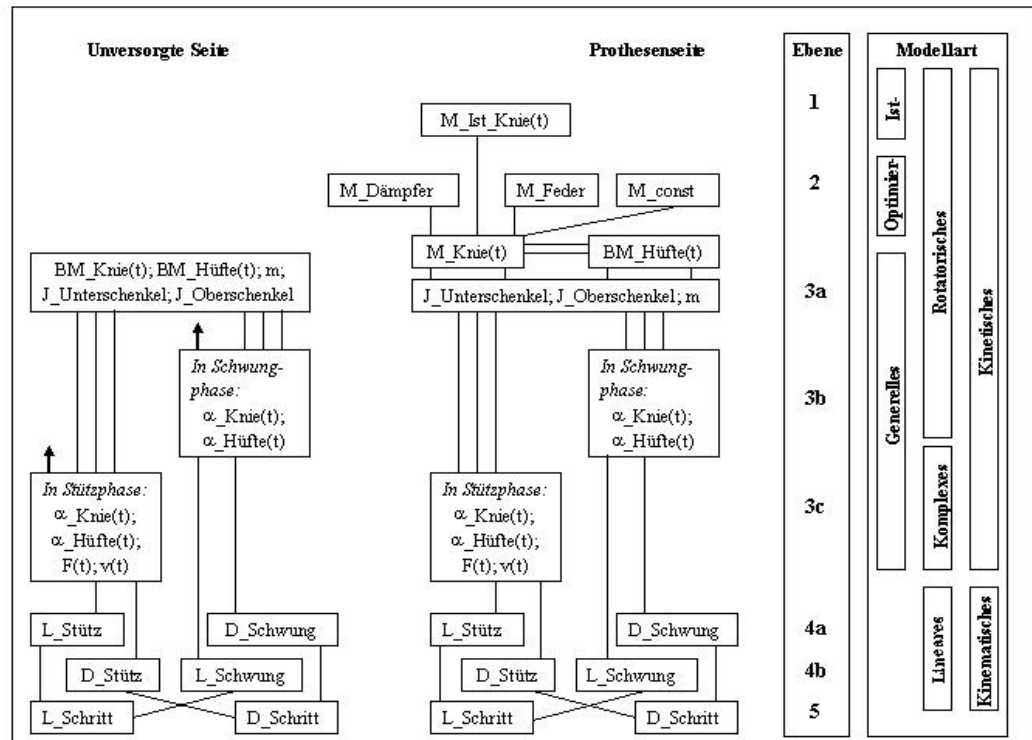


Bild 1: Fluss-Diagramm der Wirkungskette

Dies wird mit einem Differentialgleichungs-System beschrieben. Sein Wirkungsschema ist wegen der Rückkoppelung zwischen den Komponenten nicht in der gewohnten Art der Strichverbindungen zwischen Rahmen mit Einzelkomponenten darzustellen, wie dies insbesondere in den Ebenen 4 bis 5 möglich ist. Die komplexe Verschränkung der Komponenten wurde vielmehr durch Auflisten in gemeinsamen Rahmen symbolisiert, die, falls sie aus Gründen der Diagramm-Logik unterteilt werden mussten, durch vielfache Linien verbunden wurden. Gleiches gilt auf der Prothesenseite, wo zusätzlich die Gesamtmomente herausgezeichnet sind, um die Beziehung zu den verursachenden Drehmomenten darzustellen.

In den Rahmen am rechten Rand ist die Art des links dargestellten Modells vermerkt. In den Ebenen 1 bis 3 ist das Modell kinetisch, von 1 bis 3b ist es rein rotatorisch, in Ebene 3c kommen lineare Kräfte und Bewegungen hinzu. In der linken Rahmenspalte sind die Modelle im Hinblick auf deren Aufgabe in dieser Arbeit genauer bezeichnet. „Ist-Modell“ gibt an, dass später ein $M_{Knie}(t)$ berechnet wird, das die im Ist-Zustand videografisch ermittelten Knie- und Hüftwinkel-Verläufe bewirkt. „Optimier-Modell“ weist auf die Rolle der zusätzlichen Komponenten hin, die Bewegung im Hinblick auf die

Laufgeschwindigkeit zu optimieren. Im „Generellen rotatorischen Modell“ wird dann aus den eingegebenen Momenten und den Körper- und Prothesendaten die Gelenkbewegung bzw. in der Stützphase zusätzlich Kräfte und KSP-Geschwindigkeiten errechnet.

Nachdem die Bewegung des Modells bekannt ist, können auf mathematische elementare Weise auf Ebene 4 und 5 die in der Stütz- und Schwungphase bzw. während eines Doppelschritts zurückgelegten Wege sowie die hierfür benötigten Zeiten ermittelt werden. Nachdem bereits in Ebene 3 das vektorielle $v(t)$ und damit auch seine translatorische Komponente als Zielgröße Laufgeschwindigkeit berechnet wurde, spielen diese Parameter hier die Rolle von Segmentierungs-Parametern, einer Hilfe zur Betrachtung der Zielgröße unter anderen (Raum/Zeit-)Aspekten sowie als Brücke zur Literaturanalyse, von der auch Raum/Zeit-Aspekte zu erwarten sind. Die in Ebene 4 und 5 benutzten Modelle sind kinematisch und linear.

Anmerkungen zur Wirkungskette und Abgrenzung des Arbeitsprogramms

Zu dieser Kausalkette ist Folgendes nachzutragen:

- A. Es sind nicht notwendigerweise alle Größen enthalten, die v beeinflussen. Die Kette wurde mit einem gegebenen muskulären Drehmoment begonnen, alle zeitlich vorgeschalteten Prozesse trainingswissenschaftlicher, psychologischer, pädagogischer etc. Natur sind in $BM(t)$ enthalten.
- B. Innerhalb der Kette gibt es Faktoren, auf die der Formalismus nicht aufmerksam machte; so tritt z. B. der Luftwiderstand nicht auf. Dies lässt sich durch eine sorgfältigere, allgemeinere Formulierung beheben. Zur Berücksichtigung des Luftwiderstandes wäre Abschnitt f) umzuschreiben in:
f)neu: Die Gesamtheit der auf das Gelenksystem einwirkenden Kräfte und Drehmomente (wie die behandelten Größen BM , M , F aber auch externe Größen wie Gewichtskraft, Luft- und Bodenreibung) erzeugen gewisse Gelenkwinkelverläufe.

- C. Häufig sind nur zeitliche Verläufe von Größen, nicht jedoch die in die Wirkungskette eingehenden Parameter genannt. Dies geschah, wenn nicht bekannt ist, welche Parameter einer Größe die Zielgröße beeinflussen. Ein Teil dieser Parameter ist allgemein bekannt, er kann auch vor Durchführung einer speziellen Literaturanalyse und eigener Untersuchungen angegeben werden. Es ist jedoch nicht auszuschließen, dass diese Größen noch über weitere Parameter auf die Leistung einwirken.
- D. Oben wurden die Bezüge durch Formulierungen wie „wirkt ein“ verbal hergestellt. Quantitative Beziehungen, wie sie z. B. zum Ermitteln des in 2.a angesprochenen nicht rückgekoppelten Einflusses eines Parameters auf die Zielgröße oder gar der (Über-) Kompensationen aus 2.b und 2.c benötigt werden, wurden nicht benannt. Dies gestaltete sich unterschiedlich schwierig. Die Beziehungen am Ende der Kette sind trivialerweise durch Additionen und Quotientenbildung zu bilden, auch der Übergang vom Gelenksystem lässt sich mit Elementar-Mathematik bewerkstelligen. Die Ermittlung der Winkelbewegungen aus den Drehmomenten führt dagegen auf Differentialgleichungs-Systeme.

Die obigen Ausführungen führen zu einer ersten Konzipierung des Arbeitsprogramms:

Zu A: Im Rahmen einer biomechanisch angelegten Arbeit ist es statthaft, Gelenkmomente als gegeben hinzunehmen und auf diesen aufzubauen. Am Ende der Arbeit wird diese Basis verlassen und Modifikationen von $M(t)$ gefordert, von denen nach dem nicht rückgekoppelten Modell 2.a gezeigt wurde, dass sie zu einer Leistungsverbesserung führen. Weiterhin wird von einem Trainingsexperiment berichtet, in dem sich eine Leistungsverbesserung nachweisen ließ, so dass die Realisierbarkeit des modifizierten Moments zu vermuten ist (Kapitel 3.8).

Zu B: Weitere Einflussgrößen wurden zu den in a) bis g) genannten Größen als vernachlässigbar eingestuft und nicht weiter behandelt.

Zu C: Auf Grund einfacher Modellüberlegungen sowie der allgemeinen Nennung in der Literatur soll die Liste der in a) bis h) eingeführten Parameter ergänzt werden um die weiteren, von $M(t)$, $F(t)$ und $\alpha(t)$ abgeleiteten Parameter

- Zeitintegral über die Drehmomente, d. h. um die Drehimpulse,
- Zeitintegral über die Bodenkräfte, d. h. um die Impulse,
- Zeitpunkte, an denen $\alpha_{\text{Knie}}(t)$ und $\alpha_{\text{Hüfte}}(t)$ die Werte der Landewinkel erreicht haben,
- die von $\alpha_{\text{Knie}}(t)$ und $\alpha_{\text{Hüfte}}(t)$ ableitbare vertikale Variation des Hüftpunktes während eines Schrittes.

Zu D: Für die Schwungphase der Prothesenseite wird das angesprochene Differentialgleichungs-System gelöst und untersucht, wie sich Änderungen im Verlauf des muskulären Hüftmoments und zusätzliche technisch erzeugte Momente im Kniegelenk auf die Gelenkwinkel und letztlich auf die Laufgeschwindigkeit auswirken, falls das nicht rückgekoppelte Modell 2.a zugrunde gelegt wird.

Die quantitativen Zusammenhänge der Ebenen 4 und 5 sind elementar.

Strategie zur Ermittlung leistungsrelevanter Parameter

Oben wurde ein idealtypisches Verfahren beschrieben, dem auch in einem Projekt des Labors für Angewandte Biomechanik (Münster) zum Lauf von Oberschenkelamputierten gefolgt werden soll. Die Schritte sind:

1. Es sind Parameter zu ermitteln, deren Variation die Laufgeschwindigkeit in einem ausreichenden Maße vergrößern.
2. Es ist festzustellen, dass diese Größen im Original in der gewünschten Richtung und in dem gewünschten Volumen variiert werden können.
3. Es ist nicht sicher zu stellen, dass die Wirkung der variierten Größen nicht durch Rückkopplung stark kompensiert oder gar überkompensiert wird.

Schritt 1 wird in dieser Arbeit in der Breite beschrieben, Schritt 2 wurde zu großen Teilen und Schritt 3 in Form einer Pilotstudie bearbeitet.

Zu Schritt 1 wurde in den vorherigen Abschnitten die notwendige Bedingung für die Leistungsrelevanz von Parametern zusammengestellt:

Für die Leistungsrelevanz ist es notwendig, dass die Parameter oder zumindest diejenigen Größen von denen die Parameter sich ableiten, in den vorherigen Abschnitten benannt wurden. Weitere Parameter brauchen im Rahmen der angegebenen Modellgrenzen nicht betrachtet werden. Sie können keinen Einfluss haben.

„Im Rahmen der Modellgröße“ bedeutet zum einen, dass Parameter, die in diesen vier Segmentmodellen nicht definiert sind, wie bspw. die Beckenkippung, durchaus Einfluss haben können und zum anderen, dass Parameter, die hier definiert sind, aber bewusst vernachlässigt wurden, wie der Luftwiderstand ebenfalls nicht als leistungsrelevant aufgelistet sind

Inwiefern die aufgeführten Parameter auch gleichzeitig die hinreichende Bedingung für Leistungsrelevanz erfüllen, ist noch nicht gesichert. Um dies zu ermitteln, werden drei Wege beschritten. Nämlich die Wege 1. der Modellierung, 2. der eigenen empirischen Untersuchung und 3. einer Literaturanalyse, hier teilweise mit einer kritisch hinterfragten Übertragung der Befunde bei nicht behinderten Läufern auf Oberschenkelamputierte.

Aufbau der Arbeit

Nach Darstellung des derzeitigen Entwicklungsstandes in der Beinprothetik und eines kurzen Einblicks in den modularen Aufbau der verwendeten Prothesen wurde zunächst eine Literaturanalyse durchgeführt, um die beschriebenen Vorüberlegungen bezüglich Parameterwahl mit der Literatur abzugleichen und um zu ermitteln, worauf bei eigenen empirischen Untersuchungen und Modellierungen aufgebaut werden kann.

Die empirische Untersuchung wurde mit 10 Probanden durchgeführt. Die kleine Stichprobe erklärt sich einerseits aus der Tatsache, dass zum Untersuchungszeitpunkt kaum Oberschenkelamputierte Athleten auf Wettkampfebene aktiv waren. Andererseits spiegelt sie den derzeitigen Trend in Chirurgie und Orthopädie wider, möglichst knieerhaltend zu operieren und Oberschenkelamputationen weitestgehend zu vermeiden (s. Kapitel 1.3.1 und 1.3.2). Die Untersuchung wurde so angelegt, dass die Messungen Auskunft

über die als vermutlich leistungsrelevant identifizierten Parameter geben können.

Bei der empirischen Untersuchung fiel eine Bewegungsausführung des Prothesenbeins in der Schwungphase auf, die nach einfachen Modellüberlegungen leistungsreduzierend sein sollte. Dies war der Anlass, in der Modellierungsphase dasjenige Modell aus Bild 17 im Detail zu entwickeln und in Bezug auf Leistungsrelevanz auszuwerten. Es handelt sich hierbei um das generelle kinetisch-rotatorische Modell der Ebenen 3a und 3b auf der Prothesenseite.

Die detaillierten Ergebnisse der Modellierung sowie die Darstellung ihrer Realisierbarkeit in der Praxis anhand eines Fallbeispiels finden sich im Ergebnisteil, ihre Diskussion schließt sich an. Abschließend gibt der Ausblick Anregungen für mögliche Folgestudien.

1 Zum Stand der Forschung

Die Prothese im Sport ist keine „Gehhilfe“ im allgemeinen Sinne, sondern ein Sportgerät zur Leistungssteigerung (BELITZ 1991, 876), weshalb im Weiteren die „(...) Prothese als Rennbein“ (BELITZ 1991, 877) vorgestellt wird. Es handelt sich um technische Spezialanfertigungen, so genannte Sprintprothesen. Neben den materiellen Eigenschaften der Prothese bestimmt auch der Muskelstatus eines Sportlers seine Leistung. Die Kraftentwicklung ist nach einer Amputation empfindlich verändert. Kapitel 1.3.1 und 1.3.2 beschreiben neben den wichtigsten Operationstechniken auch die Folgen für den Amputierten in Hinblick auf die Besonderheiten im Lauf aus muskelphysiologischer Sicht. Ein Vergleich der Lauftechniken Amputierter und Nichtamputierter soll diese Besonderheiten unterstreichen. Zur Vereinfachung wird innerhalb der Beschreibung auf die in der Literatur bereits fundiert dargestellte Phaseneinteilung sowohl des Sprintlaufs als auch des Sprintschritts eingegangen. Letztere ergibt sich aus der Vorüberlegung dieser Arbeit, wie ein Laufschrift des Oberschenkelamputierten Läufers zur Geschwindigkeitssteigerung modifiziert werden kann. Der entsprechende Modellansatz ist in Kapitel 2.1.1 dargestellt.

1.1 Technischer Entwicklungsstand

Im folgenden Kapitel wird ein kurzer Überblick über den derzeitigen technischen Status speziell von Beinprothesen gegeben. Ganganalysen finden dabei besondere Berücksichtigung.

Erste allgemeine Ausführungen über den Gang von Amputierten finden sich bei VAUGHN & CLIPPINGER 1981; SKINNER & EFFENEY 1985; MICHAEL et al. 1990; BOENICK 1991, 1993; POPOVIC et al. 1995; BLUMENTRITT et al. 1994, 1995; MAINKA & BOENICK 1994, 1995; KRISTEN & KASTNER 1994; TSCHEUSCHNER et al. 1994; JAEGERs et al. 1995; CZERNIECKI 1996; HEYEN (1996) und anderen.

Die optimale Anpassung an das Prothesenmaterial (BOENICK 1991, 1993; RAO et al. 1998) zur Ermöglichung eines harmonischen, symmetrischen Gangs ist

das vorrangige Ziel der Ganganalysen in der Prothesenversorgung. Erhofft werden sich weiterhin allgemeingültige Hinweise für eine Gangschule (SUMMERS et al. 1988; MENSCH 1993). ARUIN et al. (1997) untersuchten z. B. Anpassungserscheinungen (einschließlich Veränderungen in der nervalen Ansteuerung von Muskeln) bei einseitig Unterschenkelamputierten im Stand. Ein weiterer Aspekt der Ganganalytik besteht darin, auftretende äußere Belastungen beim Gehen für den Prothetiker zu minimieren (ENGSBERG et al. 1991; MERKLE 1996; NIETERT et al. 1998).

Schon seit den sechziger Jahren werden Untersuchungen durchgeführt, die speziell der **Verbesserung des Prothesenmaterials** dienen (ALLEN 1964; GINGRAS & CORRIVEAU 1967). CAPPOZZO et al. (1975) evaluierten in den siebziger Jahren Kriterien, wie eine Prothese unter biomechanischen Aspekten verbessert werden kann (s. a. MILDE & WELLERSHAUS 1992; POPOVIC et al. 1995; SCHERER & MILDE 1997). Diese Untersuchungen basierten zunächst hauptsächlich auf dynamographischen Messungen, d. h. dem Erfassen von Bodenreaktionskräften und Druckverteilungen (HENNIG et al. 1978; SYMINGTON et al. 1979; HAYASHI 1983; ZERNICKE et al. 1985), obgleich auch die Muskelaktivität beim Gehen durch EMG-Messungen berücksichtigt wurde. (CULHAM et al. 1986). Diese Verfahren besitzen nach wie vor besondere Relevanz (ENGSBERG 1993, 1993a; NEBELING 1993), werden aber mittlerweile durch zwei- und dreidimensionale kinematische Ganganalysen unterstützt (TESIO et al. 1998; VAN DER LINDEN et al. 1999).

Ein Kriterium, nach dem das Material verbessert werden soll, ist die Optimierung des Energieverbrauchs während des Gehens. Zu diesem Zweck werden u. a. Spiroergometriemessungen, (WATERS et al. 1976; BEHRENDT & BOENICK 1978; CUMMINGS et al. 1979) durchgeführt, um die Energieumsatzänderungen von Prothetikern beim Tragen unterschiedlicher Passteile zu untersuchen. Die Analyse der Muskelarbeit setzt sich bis in die neunziger Jahre fort (z. B. CZERNIECKI et al. 1991, 1992, 1996; WARD & MEYERS 1995; SEROUSSI 1996; HOFFMANN et al. 1997), wobei Untersuchungen über den Einfluss von energiespeichernden Füßen (CROUSE et al. 1990; GITTER et al. 1991; CASILLAS et al. 1995) oder das Gewicht des verwendeten Materials auf

den Energieaufwand und die mechanische Arbeit im Vordergrund stehen (DONN et al. 1989; HALE 1990; GAILEY et al. 1997; GITTER et al. 1997).

VAN JAARSELD (in: GOERLICH 1994, 665) berichtete beispielsweise, dass bereits das Tragen von Schuhen einen beträchtlichen Hystereseverlust verursache, welcher den Energiespeichereffekt des Fußes neutralisiere.

Das Prothesenmaterial wird in der Regel nach einzelnen Modularpassteilen (Schaft, Kniegelenks- und Unterschenkeleinheit, Füße) getrennt betrachtet.

Bezüglich des **Schafts** hat sich der so genannte CAT-CAM-Schaft (Konturenbezogene Adduzierende Trochanter Kontrollierte - Aufbaumethode) durchgesetzt (PRITHAM 1991; HASENPUSCH et al. 1994). Dieser geht auf LONG zurück, der 1975 einen längsovalen Schaft mit Umgreifung des Tubers schuf, um eine Adduktion des Stumpfs zu erhalten. SABOLICH ergänzte diese Form Mitte der achtziger Jahre durch eine Umfassung des Tubers und des Os pubis sowie durch eine Einbettung des Trochanter majors (in: GOERLICH 1994, 660). Tendenziell wird immer mehr zu dieser sitzbeinumgreifenden Einbettung des Oberschenkelstumpfes übergegangen, wobei computergestützte Herstellungsverfahren dominieren (REYNOLDS & LORD 1992).

Zur Entwicklung neuer **Kniegelenkskonstruktionen** werden ebenfalls biomechanische Verfahren eingesetzt (BERCOV 1991; PATIL & CHAKRABORTY 1991; MEYER & BRENNER 1992; VAN DE VEEN 1993; RADCLIFFE 1994; BLUMENTRITT et al. 1995). Neben Verbesserung der Schwunghasensteuerung des Kniegelenks, d. h. der Ermöglichung von Bewegungen im Sinne einer Flexion und Extension (MURRAY et al. 1983; HUBBLE et al. 1986; FITZLAFF 1996) steht die Wahrung der **Standphasensicherheit** (KAPHINGST 1994; STEIN & FLOWERS 1987) im Vordergrund. Darunter wird allgemein die Verhinderung von Kniegelenkbewegungen in der Stützphase des Prothesenbeins verstanden.

Diskutiert wird auch, welche Kniekontrollenheiten (hydraulisch oder pneumatisch) in welcher Applikation besser zum Tragen kommen (SHORTER 1994).

Seit Anfang der achtziger Jahre wird insbesondere die Entwicklung von elektronisch gesteuerten Prothesen durch mikroprozessorgesteuerte Kniegelenke gefördert¹ (PEERARE et al. 1990; AEYELS et al. 1992; FITZLAFF 1994; SCHULZ & DUESBERG 1996), was durch das Konzept der Schwingphasensteuerung mit Mikroprozessoren an der Universität Osaka in Japan (ZAHEDI 1995, 33) initiiert wurde. Auch hier steht u. a. der Energieaufwand beim Gehen mit sog. „intelligenten Prothesen“ (BUCKLEY et al. 1997) im Vordergrund. Beispiel für eine mikroprozessorgesteuerte Prothese ist z. B. das „C-Leg“ der Fa. Otto Bock.

Unter Funktionsaspekten wird der Einfluss verschiedener **Prothesenfüße** auf den Gang sowohl von Ober- als auch Unterschenkelamputierten verstärkt untersucht (BARR et al. 1992; WING 1989; KAPHIGST 1991; BOONSTRA et al. 1993a; ZAHEDI et al. 1994; ARYA et al. 1995; MILLER & CHILDRESS 1997). Insbesondere werden die (Material)-eigenschaften (VAN JAARVELD et al. 1990; EHARA et al. 1993) von sogenannten energiespeichernden Fußkonstruktionen im Gegensatz zu konventionellen, dynamischen Prothesenfüßen beschrieben und durch Erfassung von Bodenreaktionskräften im Gehen (POWERS et al. 1994; SCHNEIDER et al. 1993; SNYDER et al. 1995) u. a. auf ihre Energiebereitstellung verglichen (ALLARD et al. 1988; STEIN et al. 1989; TORBURN et al. 1990; VAN LEEUWEN et al. 1990; MENARD et al. 1992; HUESKES 1993; LEHMANN et al. 1993; 1993a; PERRY & SHANFIELD 1993; VERNI & GIANNINONI 1996; POSTEMA 1997, 1997a). Im Mittelpunkt steht die Frage, welche Fußkonstruktionen durch ihre elastischen Eigenschaften die durch die Amputation fehlenden Muskelfunktionen am geeignetsten ersetzen können.

Obgleich diese Gangparameter auch in Abhängigkeit von der Bewegungsgeschwindigkeit untersucht werden, dominieren bislang Ganguntersuchungen (BOONSTRA et al. 1993; JAEGER et al. 1993; HERMODSSON et al. 1994; ISAKOV et al. 1996; TAYLOR et al. 1996). Laufanalysen bilden die Ausnahme.

¹ Die Verwendung von computergesteuerten Kniegelenkseinheiten im Wettkampfsport ist international durch das Regelwerk verboten.

Beinprothesen, die zur Ausübung einer bestimmten Sportart verwendet werden, müssen anderen Funktionsansprüchen genügen als Alltagprothesen. Deshalb werden erweiterte Forderungen an die Prothesen, z. B. hohe Steifigkeit des Fußes bei Sprintern (GOERLICH 1994) gestellt. "Im Sport werden die Prothesenpassteile einer harten empirischen Prüfung unterzogen" (BELITZ 1991, 876). Wie diesen Ansprüchen genügt werden kann und welche Hochleistungswerkstoffe mit hoher Festigkeit und geringem Gewicht (z. B. Titan, Carbon- oder Kevlarfasern) sich am besten eignen (BELITZ 1991), ist die Aufgabe der Sportprothetik. Gerade im Sport treten vermehrte Muskelaktivitäten, Wärme und dynamische Bewegungen auf, die leicht zum Verlust der Prothese in der Bewegung führen können (HARNEY 1998).

QUADE & FRISCHMANN (1997) zeigen speziell für die Behindertenleichtathletik auf, wie entscheidend Entwicklungen auf dem Gebiet der Prothetik die sportliche Leistung beeinflussen.

Auch in der Sportprothetik werden Modularpassteile in der Regel einzeln betrachtet. QUADE & GLITSCH (1991) beschäftigen mit der Fragestellung, welche Prothesenfüße sich aus biomechanischer Sicht für den Einsatz in der Leichtathletik eignen. Als Parameter bestimmen sie den relativen vertikalen Impuls (RVI), das Zeitintegral der vertikalen Bodenreaktionskraft geteilt durch das Produkt aus Gewichtskraft und Bodenkontaktzeit.

Biomechanische Untersuchungen des **Laufs von amputierten Sportlern** sind in der Literatur zwar zu finden, wobei allerdings hauptsächlich **Unterschenkelamputierte** im Zentrum des Interesses stehen. Bereits 1981 untersucht MILLER durch Filmbildanalysen und dynamometrische Messungen die Bewegungsmuster des Laufs Unterschenkelamputierter. Ihr Ziel war die Erfassung von Schrittlänge und Schrittfrequenz von Prothetikern im Vergleich zu unversehrten Läufern. Zusätzlich sollten die Kraftmaxima der Bodenreaktionskräfte erfasst werden, welche beim Lauf auf die Prothese wirken. 1987 erweitert MILLER die zu untersuchenden Laufparameter u. a. auf Gelenkmomente während der Stützphase des Laufs unterschenkelamputierter Sportler. ENOKA et al. (1982) führen eine Laufuntersuchung mit zehn Unterschenkelamputierten durch, von denen sechs in der Lage waren, mit ihrer

Alltagsprothese auch zu laufen. Ausgewertet wurden wiederum die Schrittlänge sowie die Winkelverläufe der versehrten und unversehrten Seite. GLITSCH & BAUMANN (1989) evaluieren biomechanische Eigenschaften von fünf unterschiedlichen Fußkonstruktionen eines unterschenkelamputierten Probanden beim langsamen Laufen. Im gleichen Jahr führen BROUWER et al. kinematische und dynamometrische Untersuchungen des Laufs von Unterschenkelamputierten ebenfalls zum Vergleich zweier unterschiedlicher Fußkonstruktionen durch.

1990 quantifiziert SMITH kinematische und dynamometrische Parameter des Gehens und leichtes Joggens von Unterschenkelamputierten. Mit dem Joggen beschäftigen sich auch GLITSCH & BAUMANN (1990). Sie untersuchen die Energieeffizienz unterschiedlicher Prothesenfüße im langsamen Lauf von Unterschenkelamputierten. PRINCE et al. (1992) studieren im Lauf von Unterschenkelamputierten Asymmetrien.

WANG et al. (1999) beschreiben in ihrer Untersuchung leistungsbestimmende kinematische Parameter (z. B. relativer Oberschenkelwinkel zum Boden) des Laufs unterschenkelamputierter Sprinterinnen, um diesen symmetrischer gestalten zu können. BUCKLEY (2000) untersucht den Lauf zweier unterschenkelamputierter Sprinter, um biomechanische Anpassungen sowohl der Prothese als auch des unversehrten Beines zu bestimmen.

KNICKER & BLOCH (1996) beschreiben Optimierungskriterien für eine **Oberschenkelprothese**, indem sie das Anforderungsprofil der Disziplin Weitsprung (Anlauf) hinsichtlich des Prothesenmaterials charakterisieren. FITZLAFF und KNICKER stellen 1997 eine Folgeuntersuchung vor, in der sie eine Oberschenkel-Rennprothese unter biomechanischen Aspekten optimieren wollten. Die dynamometrische Untersuchung (Sprint eines einseitig Oberschenkelamputierten Leistungssportlers über eine Kistler-Kraftmessplatte) ergibt für das Prothesenbein einen zu großen Energiebedarf für die Schwungphase sowie eine zu große Energiegewinnung aus der Carbonfederfußkonstruktion, welche das gesunde Bein absorbieren musste. Aus den Ergebnissen resultierte eine entsprechende Veränderung an Passteilen der Prothese. BURKETT et al. (2001) untersuchen die Auswirkung der Höhe des eingesetzten Prothesenkniees auf die Symmetrie des Laufs Oberschenkelamputierter. 2003 setzen sie ihre Symmetrie-Untersuchungen des Gangs bzw.

Laufs bei Oberschenkelamputierten Teilnehmern der Paralympics in Atlanta fort und zeigen Abhängigkeiten der Symmetrie von der Laufgeschwindigkeit und dem verwendeten Material auf. Alle dargestellten Untersuchungen spiegeln die Tendenz wider, auch im Bereich des Behindertenports Untersuchungen hauptsächlich zum Zweck der Verbesserung des Prothesenmaterials durchzuführen.

Erfahrungsberichte amputierter Sportler zeigen jedoch auf, dass die Sportprothetik insbesondere in Bezug auf Beinprothesen noch entwicklungsbedürftig ist (BELITZ 1989, 1989a, 1991; JUCHEM 1997).

Insgesamt lässt sich nach Sichtung der Literatur feststellen, dass

- Ganganalysen dominieren, obgleich auch Laufuntersuchungen mit geringen Geschwindigkeiten durchgeführt werden
- Untersuchungen der Verbesserung und Optimierung des Prothesenmaterials für den Alltagsgebrauch dienen, wobei Fußkonstruktionen häufiger studiert werden als Prothesenschaft oder Kniekonstruktionen
- Untersuchungen des Laufs von Beinprothesen seltener sind und sich hauptsächlich auf Unterschenkelamputierte Probanden konzentrieren
- Untersuchungen des Lauf von Oberschenkelamputierten Sportlern sporadisch durchgeführt werden, und dem Zweck der Optimierung des Prothesenmaterial dienen, nicht der Verbesserung der individuellen Bewegungsausführung.

Untersuchungen des Sprints Oberschenkelamputierter Athleten mit der Zielstellung einer Steigerung der Laufgeschwindigkeit wurden bislang noch nicht durchgeführt.

1.1.1 Aufbau einer Beinprothese für den Breitensport

Die Beinprothese ist nach der Einteilung technischer Hilfsmittel im ambulanten Behindertensport (Fortbewegungshilfen, Greifhilfen und passive Hilfsmittel; INNEMOSER 1987, 230) eine so genannte Fortbewegungshilfe. Prinzipiell werden technische Hilfsmittel im Behindertensport in den Sportarten Rollstuhlspiele, Rollstuhlsportarten, Sportspiele, Leichtathletik, Wintersport, Gymnastik, Geh- und Lauftraining, Radrennfahren, Tischtennis, Bogenschießen sowie in den Kampfsportarten eingesetzt. Nach QUADE & FRISCHMANN (1997, 536) wird modernes prothetisches und orthethisches Material im Sommer vornehmlich in der Leichtathletik, im Radsport, im Tischtennis und im Winter im alpinen Skisport verwendet.

Im Breitensport verwenden viele ober- und unterschenkelamputierte Prothetiker in ihrer Sportart, bei der auch kurze Laufphasen vorkommen können, ihre Alltagsprothese. Deshalb soll der Aufbau einer solchen Prothese kurz dargestellt werden. Dieses sogenannte Modularsystem setzt sich traditionell aus 3 bis 4 Bereichen zusammen (s. Bild 2). Der Fuß ist über diverse adaptive Komponenten mit dem Kniegelenk verbunden, das wiederum mit dem den Stumpf aufnehmenden Köcher (Schaft) in Verbindung steht (JUCHEM 1997, 10).

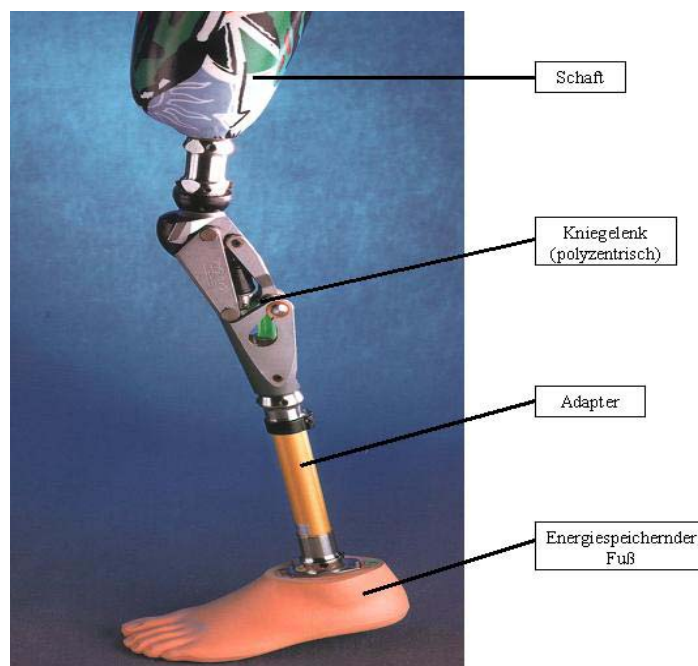


Bild 2: Aufbau einer Alltagsprothese
aus: Bock 1996, 1

Die Passteile werden je nach Gewicht, Größe und Aktivitätsgrad des Prothetikers angepasst. Die unterschiedlichen Amputationsformen (Unterschenkel-, Oberschenkelamputation, Knieexartikulation² und Hüftexartikulation³) werden entsprechend unterschiedlich prothetisch versorgt. Bei ober-schenkelamputierten oder knieexartikulierten Prothetikern ist das natürliche Knie nicht mehr oder nur noch zur Hälfte vorhanden, so dass ein künstliches Kniegelenk nötig ist⁴.

Joggingprothesen, wie z. B. die Terry Fox Joggingprothese (DIANGELO et al. 1989) sind nicht ohne weiteres für jeden Prothetiker geeignet und tragbar. Es handelt es sich in der Regel um Spezialanfertigungen, welche auf die Bedürfnisse des Sportlers zugeschnitten sind und die in der noch vorzustellenden Untersuchung im Gegensatz zu Alltags- und Sprintprothesen keine Verwendung finden.

1.1.2 Aufbau einer Sprintprothese

In der Wettkampfleichtathletik werden in den läuferischen Disziplinen, insbesondere für die Kurzstrecke, spezielle Sprintprothesen verwendet, welche auch in der vorliegenden Untersuchung zum Einsatz kommen (s. Bild 3):

² Bei der Knieexartikulation wird versucht, den proximalen Teil des Kniegelenks voll zu erhalten, so dass die Femurkondylen das Körpergewicht noch auf das Tibiaplateau übertragen können (BAUMGARTNER & BOTTA 1989, 133).

³ Bei der Hüftexartikulation handelt es sich um eine von vier Amputationsarten im Hüftgelenk. Dabei wird der gesamte Oberschenkel amputiert und der Gelenkkopf des Oberschenkelknochens (caput femoris) aus der Hüftpfanne (Acetabulum) entfernt.

⁴ Knieexartikulierte und ober-schenkelamputierte Sprinter starten zusammen in einer Wettkampfklasse (T 42 - Oberschenkelamputation und Gleichgestellte).

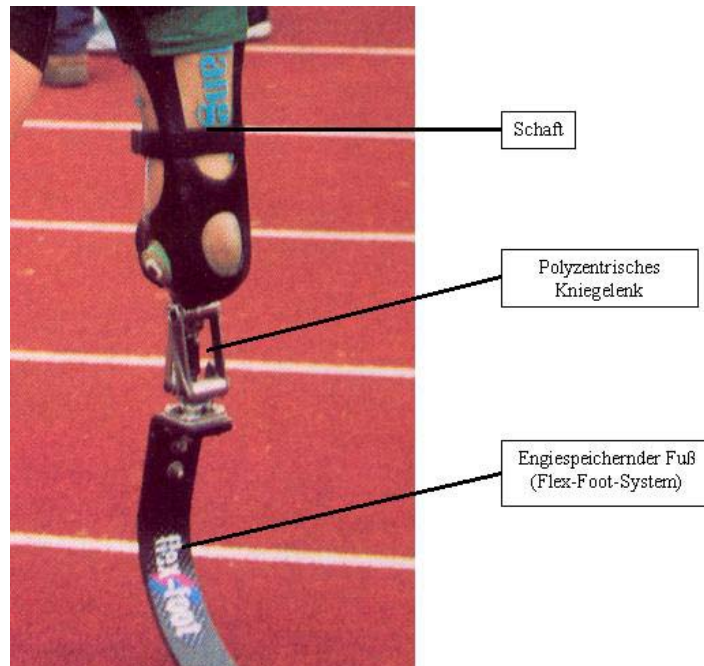


Bild 3: Modularer Aufbau einer Sprintprothese
mod. nach: BELITZ 1999, 14

Prinzipiell muss sich das verwendete Material durch hohe Belastbarkeit und Festigkeit bei gleichzeitig geringem Gewicht auszeichnen:

a) Schaft

Der Schaft übt während der Belastung eine schockabsorbierende und druckverteilende Funktion aus. Die Aufhängung während der Schwungphase muss exakt sein, um die Prothese nicht zu verlieren. Die Bewegungsfreiheit intakter Körpergelenke darf nicht eingeschränkt werden. Eine zu hohe hintere Schnittkante am transtibialen Schaft engt den Flexionsbereich des Amputierten ein, was ebenso wie eine zu starke Einbettung des Beckens vermieden werden muss (HARNEY 1998).

Die Schaftform, welche diesen Kriterien gut genügt, ist der bereits dargestellte längsovale CAT-CAM-Schaft. Er wird den extremen Stumpfbelastungen beim Laufen gerecht (BELITZ 1991), da er Vorteile durch die Adduktion des Femur mit Verminderung der Relativbewegung des Stumpfes im Schaft realisiert und den Sitzbeinhöcker entlastet (GOERLICH 1994). Zusätzlich weist er eine bessere Seiten- und Rotationsstabilität auf, was zu einer Verminderung der Scheuerstellen am Tuber führt. Eine geringere Weichteilverdrängung und eine gleichmäßigere Druckverteilung auf den Gesamtstumpf sind weitere positive

Eigenschaften (BELITZ 1991), die hauptsächlich durch die Verwendung flexibler Materialien wie Silikon, Polyurethan im Außen- und Silikon und flexible Thermoplasten im Innenschaft erreicht werden können. Hilfgurte, wie z. B. Schlesierbandagen sowie Manschetten kombiniert mit Bauchgurten werden zur Unterstützung der Aufhängung oft mitverwendet (HARNEY 1998).

b) Kniegelenkkonstruktion

Das Kniegelenk muss die Muskulatur ersetzen, welche beim Nichtamputierten die Gelenkkontrolle übernimmt. In Sprintprothesen finden meist hydraulische Kniegelenke mit individueller Justierung Verwendung. Diese bieten auf Grund der mit der Winkelgeschwindigkeit ansteigenden Dämpfung den in der Schwungphase im Hüftgelenksbereich entstehenden Kräften mehr Widerstand (HARNEY 1998). Sie offerieren einen breiten Dynamikbereich, sind wenig wartungsintensiv und stör anfällig (JUCHEM 1997). Zu nennen sind hier Endolite Hi-Activity Knie mit CA-Tech Hydraulik, USMC Black Max mit Mauch SNS Hydraulikeinheit und die Vier-Achs-Kniegelenke 3R46 und 3R80 Kniegelenk von Otto Bock (HARNEY 1998, 7).

c) Fußgelenkkonstruktion

Der Aufbau des Fußes in Relation zum Schaft legt fest, welche Kräfte im Bereich der erhaltenen Gelenke wirken und wie der Athlet den Körper einsetzen kann, um nicht erwünschte Folgekräfte zu vermeiden (HARNEY 1998). HUESKES (1993, 680) sieht in der Fußflexibilität die Grundbedingung für das Laufen überhaupt. In Sprintprothesen werden federnde Fußelemente aus Carbonfaserverbundschichten mit großem Stoßdämpfereffekt (BELITZ 1991), gutem Rückstellverhalten und schnellen Ansprechigenschaften für ein aktives Abstoßen (HARNEY 1998) verwendet, die sich durch ein langes Federblatt mit einer L-Stütze und einer angedeuteten S-Form für einen möglichst natürlichen Druckpunkt auszeichnen (HUESKES 1993; JUCHEM 1997; HARNEY 1998). Bevorzugt werden meist Flex-FootTM-Systeme, bestehend aus Flex-Sprint I, II oder III, im Weiteren als Sprintfuß bezeichnet. Viele Athleten lassen sich den Fuß mit Hilfe von Schiefadaptern in einer Spitzfußstellung montieren (Vorfußlauf), so dass eine leichte Oberkörpervorlage entsteht, kaum Widerstand entgegen der Laufrichtung eingenommen wird und die

Beschleunigungsenergie der sich entspannenden Feder gut den Körperschwerpunkt treffen und das Becken stabilisieren kann (JUCHEM 1997, 14). Die Federstärke liegt einen Grad höher als für den alltäglichen Gebrauch bei einem sehr aktiven Prothesengeher. Nachteilig wirkt sich bei Carbonfaserverbundschichten die kurze Haltbarkeit aus. Nach JUCHEM (1997) splintern bereits 6 bis 8 Monate nach Beginn eines regelmäßigen Sprinttrainings erste Carbonfasern ab, der Fuß bricht. Ursache ist die enge Kurvenggebung des Fußes, welche die auftretenden Kräfte nicht materialermüdungsfrei übertragen kann.

Um den Anschlag des Fußes in der hinteren Schwungphase am Schaft zu dämpfen, werden dort oftmals feste elastische Kunststoffblöcke angeleimt (JUCHEM 1997). Sie ermöglichen es, Stöße auf das Skelettsystem abzufangen (BELITZ 1991).

Nach Angaben von HARNEY (1998) wird die Sprintprothese bis zu 25 mm länger ausgelegt als die gesunde Seite, um die Plantarflexion des gesunden Fußes und die vertikale Verlagerung bei der Belastung des Fußes zu kompensieren. Erfahrungsberichten einiger Athleten zufolge wird die Prothesenseite jedoch auch individuell verkürzt, um ein Hängenbleiben mit dem Prothesenfuß am Boden während des Durchschwingens des Beines zu verhindern. Hier entscheidet das subjektive Empfinden des Läufers.

Alle in der Untersuchung getragenen Sprintprothesen bestehen aus einem CAT-CAM Schaft, einer hydraulischen Kniegelenkseinheit und einem Flex-Foot-System aus Carbon, i. d. R. dem Flex- Sprint III.

1.2 Der Kurzstreckenlauf nicht amputierter Athleten

Ziel der vorliegenden Arbeit ist eine Steigerung der Laufgeschwindigkeit oberschenkelamputierter Athleten durch das Aufdecken möglicher Leistungsreserven im Sprint. Diese können einer Optimierung des Prothesenmaterials entsprechen oder in einer Veränderung der individuellen Bewegungsausführung liegen.

Untersucht werden soll deshalb, welche Kriterien eine Steigerung der Laufgeschwindigkeit bewirken. In der Vergangenheit wurde der Kurzstreckenlauf bereits von zahlreichen Autoren unter dieser Zielstellung untersucht.

Erkenntnisse aus dem Leistungssport Nichtbehinderter sind nicht immer direkt auf den Lauf von Menschen mit Behinderungen zu übertragen. Dies gilt auch für die Disziplinen Biomechanik und Bewegungslehre.

Daher muss im Folgenden geprüft werden, inwieweit Kriterien aus dem Nichtbehindertenbereich auf den Behindertenbereich übertragbar sind. Die Erkenntnisse dazu sind noch unzureichend. Es ist damit zu rechnen, dass spezielle Größen der Beschreibung des Sprints oberschenkelamputierter Athleten erarbeitet werden müssen.

Ungeachtet dessen wird zur Beschreibung des Laufs auf die bereits geläufige Phaseneinteilung von Sprintlauf und –schritt zurückgegriffen.

Der Kurzstreckenlauf in der Leichtathletik, darunter werden die Laufstrecken von 60 m – 400 m gefasst, wird in der Literatur phänografisch, also nach visuell erfassbaren Kriterien beschrieben. Quantitative Kriterien, um bewegungsstrukturelle Unterschiede festzumachen, basieren auf zeitdiskreten Bewegungsmerkmalen (SIMON & SCHÖLLHORN 1995). Im Folgenden werden die Größen aus der Literatur betrachtet, deren Modifikation in den eigenen Vorüberlegungen eine mögliche Verbesserung der Laufgeschwindigkeit bewirken könnte.

1.2.1 Phaseneinteilung des Laufs

Bereits 1969 unterschied BALLREICH im zyklischen Sprintlauf die

- Beschleunigungsphase⁵ (0 – 30 m)
- Phase der maximalen Geschwindigkeit (Geschwindigkeiten größer als 95 % des absoluten Geschwindigkeitsmaximums; 30 – 80 m)
- Phase der absinkenden Geschwindigkeit⁶.

Diese Phaseneinteilung wurde von vielen Autoren übernommen (vgl. auch BAUMANN et al. 1986; WIEMANN 1986; LIU 1992; MERO et al. 1992; SIMON & SCHÖLLHORN 1997; WIEMANN & TIDOW 1994a, 1994b; BAUERSFELD & SCHRÖTER 1998).

Innerhalb der Beschleunigungsphase wird der Start gesondert betrachtet. Einige Autoren (LAMBERT 1996; QING & KRUEGER 1995) unterteilen die Beschleunigungsphase nochmals in zwei Abschnitte, die der intensiven und der extensiven (Pick-up) Beschleunigung (LEHMANN & VOSS 1997).

BARTONIETZ & GÜLLICH (1992) gehen davon aus, dass gerade in der Pick-up Beschleunigung die Überlegenheit besserer Sprinter zum Ausdruck kommt. FRICK et al. 1995 betonen die initiale Beschleunigung (30 m nach dem Start), die nach Meinung der Autoren auch für andere Sportarten wichtig sei⁷.

Die Phase der maximalen Geschwindigkeit wird nach Meinung der Autoren (FRICK et al. 1995, 257) überdimensioniert betrachtet, sie kritisieren, dass Trainingshinweise bislang nur aus Untersuchungen dieser Phase abgeleitet würden. Auch LIU (1993, 6) unterstreicht, dass bislang Schrittanalysen im Maximalgeschwindigkeitsabschnitt dominieren, was er durch die sich ändernde

⁵ Die unterschiedlichen Meterangaben einzelner Phasen in der Literatur (z. B. MERO et al. 1992: 30 – 50 m; LAMBERT 1996; LEHMANN & VOB 1998: 20 m) ergeben sich aus der z. T. anderen Phaseneinteilung, insbesondere durch die weitere Unterteilung des Beschleunigungsabschnitts.

⁶ Nach LIU (1993, 6) der Zielverzögerungsabschnitt.

⁷ Im Hinblick auf die Mobilität auch von Oberschenkelamputierten, die sich nicht sportlich betätigen, ist die Untersuchung genau dieses Laufabschnitts von großer Bedeutung, da das Beschleunigen zur eigenen Sicherheit (z. B. im Straßenverkehr, das Erreichen eines an-fahrenden Busses) dienen kann. Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit bieten deshalb auch Vorschläge zur Verbesserung der Alltagsmobilität für Amputierte allgemein.

kinematische und dynamische Struktur der Sprintbewegung im Beschleunigungsabschnitt erklärt.

Phasen der supramaximalen Geschwindigkeit⁸ (MERO et al. 1987; FRICK et al. 1995) treten im Wettkampf nicht auf, sondern stellen trainingspezifische Anwendungen dar. Sie sind deshalb in der vorliegenden Arbeit nicht von Bedeutung.

1.2.2 Laufschriftcharakteristik

Bevor auf die spezielle, geschwindigkeitsabhängige Schrittgestaltung im Kurzstreckenlauf eingegangen wird, soll auf Grund unterschiedlicher Einteilungen in der Literatur die Charakteristik des Laufschriffs dargestellt werden, auf die sich die vorliegende Arbeit bezieht.

Unter einem Laufschrift wird ein kompletter Schrittzzyklus (im Folgenden als Doppelschrift) eines Beines verstanden, der aus der Schwung- und der Stützphase⁹ besteht. Er beginnt und endet beim ersten Bodenkontakt des betrachteten Beins. Als Standphase wird der gesamte Bodenkontakt des Fußes definiert, die Schwungphase beginnt, wenn der Fuß keinen Bodenkontakt mehr hat. Das Verlassen der Zehen („toe off“) markiert somit den Beginn der Schwungphase (NOVACHEK 1997, 78).

Die Länge eines Doppelschriffs (SL) setzt sich aus der Länge der Stützphase ($L_{\text{Stützphase}}$) und der Länge der Schwungphase ($L_{\text{Schwungphase}}$) zusammen. Die Länge der Stützphase kann auch als Abroll-Länge des Fußes ($L_{\text{Fuß}}$) bezeichnet werden.

⁸ Eine Geschwindigkeitserhöhung in dieser Phase wird nach MERO et al. (1987) durch eine gesteigerte Schrittlänge erreicht. Da für die Modellierung die Frequenzerhöhung im Vordergrund steht, soll die Phase der supramaximalen Geschwindigkeit unberücksichtigt bleiben.

⁹ Die Begriffe Stand- und Stützphase werden synonym verwendet.

Die Stützphase (Bild 4) stellt sich dynamisch wie folgt dar¹⁰:

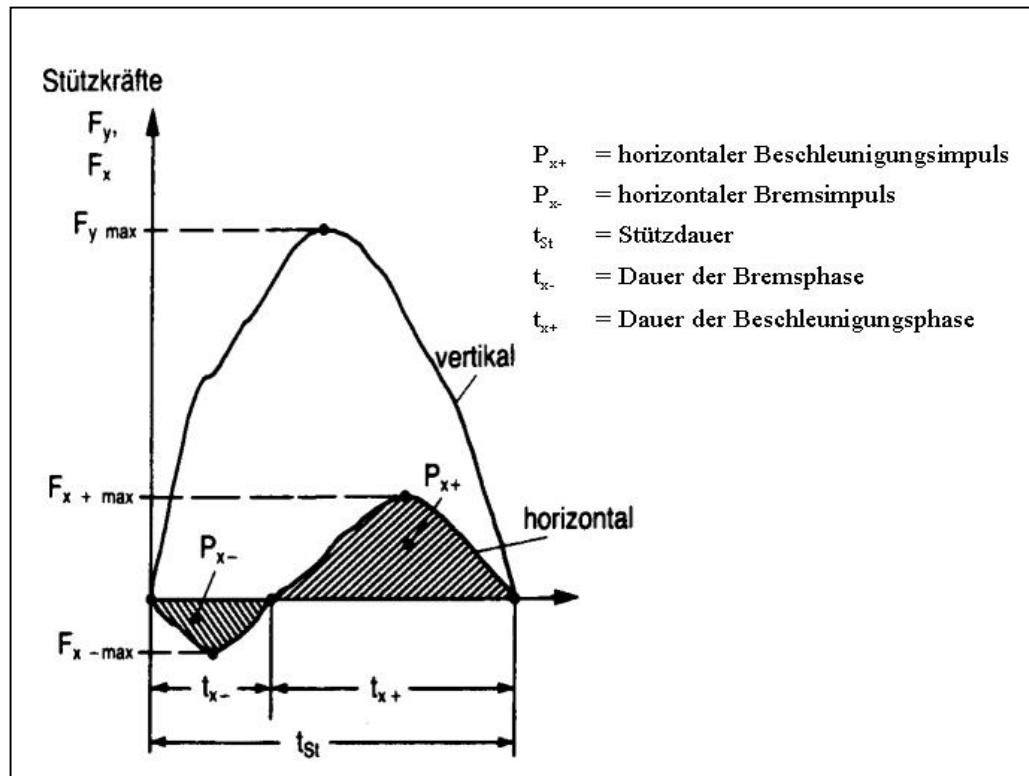


Bild 4: Vertikale und horizontale Stützkräfte beim Lauf

aus: BAUMANN et al. 1986, 10

Die Dauer eines Doppelschritts (SD) setzt sich analog aus der Dauer der Stützphase ($D_{\text{Stützphase}}$) und der Dauer der Schwungphase ($D_{\text{Schwungphase}}$) zusammen. Diese wird durch zeitabhängige Funktionen der Gelenkwinkel von Knie und Hüfte ($\alpha(t)_{\text{Knie}}$; $\alpha(t)_{\text{Hüfte}}$) von Landung bis Absprung bzw. von Absprung bis Landung bestimmt.

Weitere kinematische Größen, durch die sich ein Laufschrift beschreiben läßt, sind die Flugzeit t_{FL} , welche die Dauer der Flugphase des Körpers beschreibt. Sie beginnen mit dem Ende der Kontaktphase eines Beines und enden mit dem Beginn der Stützphase des anderen Beines (BAUMANN et al. 1986, 6). Weitere Größen sind die Schrittfrequenz und -geschwindigkeit.

¹⁰ Der Begriff der Stützphase wird in der Literatur unterschiedlich verwendet. Es dominiert neben dem Vorder- und Hinterstütz und dem Begriff der Amortisationsphase (Phaseneinteilung auf Grund der KSP-Lage vor oder hinter dem Fersenpunkt bzw. bei der Amortisation die Verzögerung der KSP-Bewegung auf die Stützstelle zu) auch die Betrachtung nach exzentrischer und konzentrischer Muskelarbeit (vgl. LEHMANN & VOB 1997, 21). In dieser Arbeit wird in Anlehnung an die ganganalytische Nomenklatur an den Bezeichnungen Vorder- und Hinterstütz festgehalten.

Unter der Schrittfrequenz f_s wird die Anzahl der Schritte je Zeiteinheit verstanden (1/s). Die Schrittgeschwindigkeit v_s ist die über den Einzelschritt gemittelte horizontale Geschwindigkeit der Fußspitze. Sie ergibt sich aus dem Produkt von Schrittlänge (SL) und Schrittfrequenz f_s . Das Optimum dieses Produkts ist individuell verschieden (BAUMANN et al. 1986, 7).

Auch die Phaseneinteilung eines Sprintschrittes, insbesondere in Stütz- und Schwungphase, gestaltet sich in der Literatur unterschiedlich. BAUERSFELD & SCHRÖTER (1998) orientieren sich am äußeren Erscheinungsbild und unterscheiden in jeweils vordere und hintere Schwung- und Stützphase (Bild 5).

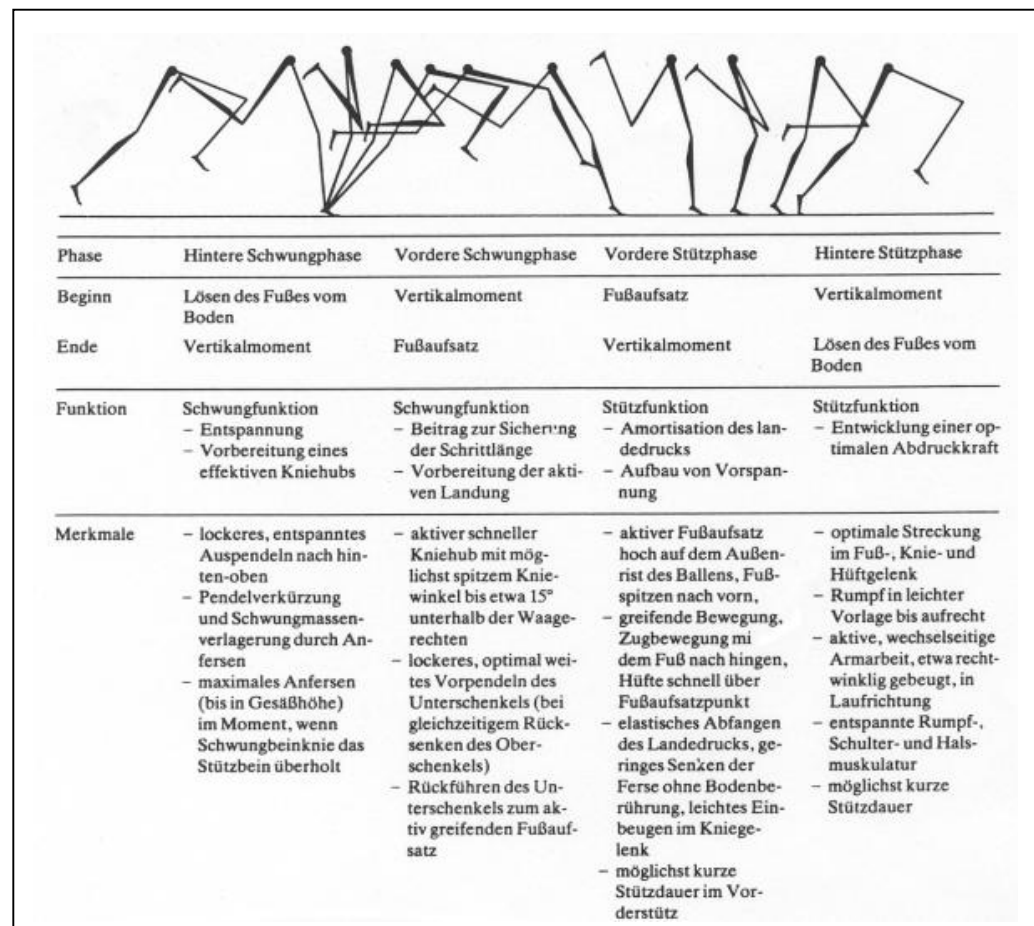


Bild 5: Phasenstruktur des Sprintschritts

Unterschieden werden die vordere und hintere Schwung- und Standphase. Unter Vertikalmoment wird eine zeitliche Größe verstanden aus: BAUERSFELD & SCHRÖTER 1998, 121

SCHÖLLHORN (1995, 19) erweitert diese vier Phasen noch um die abwärts gerichtete Schwungphase, die mit dem Absenken des Oberschenkels

(Vergrößerung des Hüftwinkels) beginnt und mit dem Aufsetzen des Fußes auf dem Boden endet.

Diese „Phase des Greifens“ findet sich im Synonym des „ziehenden Laufens“ (LEHMANN & VOSS 1997, 20; WASER 1985) wieder.

Im angloamerikanischen Sprachraum wird nach

- support phase (Ende Vorschwing Unterschenkel bis Mittelstütz)
 - drive phase (Mittelstütz bis Ende Anfersen)
 - recovery phase (von Ende Anfersen bis Ende Vorschwing Unterschenkel)
- unterschieden (Bild 6).

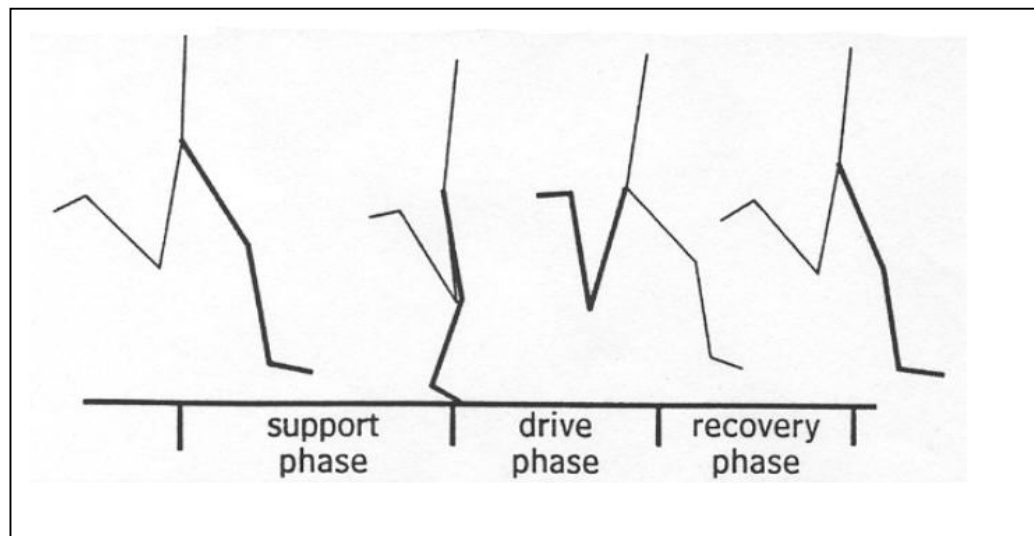


Bild 6: Phaseneinteilung des Sprintlaufs im angloamerikanischen Sprachraum
aus: LEHMANN & VOSS 1998, 19

Diese Einteilung richtet sich nach der Muskelaktivität während des Sprintschritts (vgl. Kapitel 1.3). Vertreter dieser Einteilung (LEHMANN & VOSS 1998) argumentieren, dass eine nur am äußeren Erscheinungsbild orientierte Phaseneinteilung trainingsmethodisch problematisch erscheine. WIEMANN & TIDOW (1994a,b, 15) unterstützen diesen Standpunkt durch die ebenfalls nach funktionellen Gesichtspunkten durchgeführte Einteilung in Schwung- und Zugphase, welche auf EMG-Analysen basiert. Unter der Zugphase verstehen die Autoren die gesamte Phase von Beginn der Abwärtsbewegung des zukünftigen Standbeines bis zum Lösen des Fußes vom Boden am Ende der Stützphase. Sie wird gekennzeichnet durch das Abschwingen des zukünftigen Standbeins, das Stützfassen, das Durchziehen und das Abdrücken. Unter der

Schwungphase wird in Anlehnung an TIDOW & WIEMANN (1994a) das Abdrücken des Standbeines, das Ausschwingen, Anfersen und der Kniehub verstanden. Zug- und Schwungphase werden in den Ausschwing, den Kniehubschwung, den Schwungzug und den Stützzug unterteilt (Bild 7).

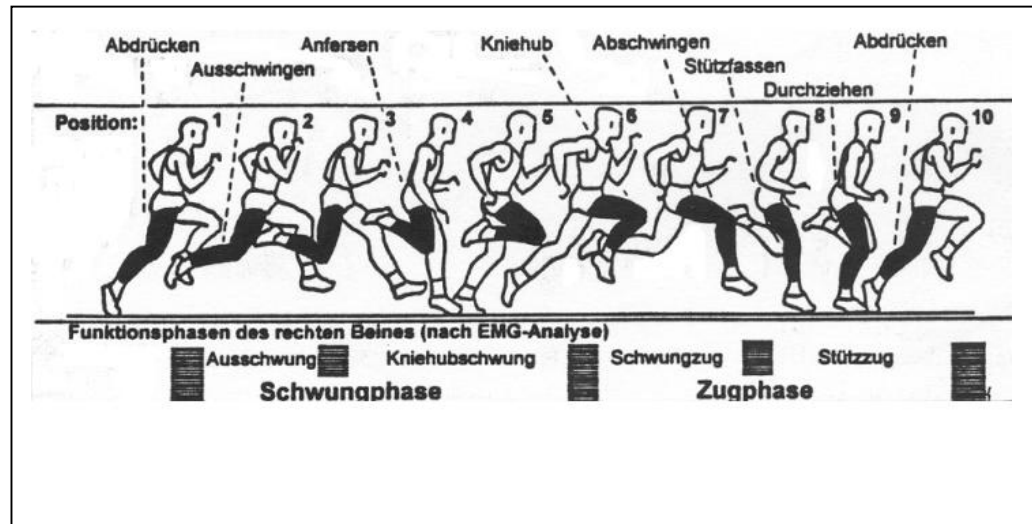


Bild 7: Strukturierung des Sprintlaufs nach TIDOW & WIEMANN 1994

Die Schwungphase besteht aus den Abschnitten des Ausschwing und des Kniehubschwungs, die Zugphase wird nach Schwungzug und Stützzug unterschieden
aus: TIDOW & WIEMANN 1994b, 19

In der vorliegenden Arbeit wird die Aufteilung in vordere / hintere Stütz- und Schwungphase beibehalten (s. Bild 5), da diese in der Ganganalytik die gängigste Einteilung ist (vgl. COCHRAN 1988; BOENICK, 1991, 1993; BLUMENTRITT 1995; u. a.). Sie bietet zudem den Vorteil einer eindeutigen Zuordnung der einzelnen Phasen unter kinematischen Aspekten.

1.2.3 Leistungsbestimmende Größen in den Abschnitten des Sprintlaufs

Über eine Einzelschrittanalyse, wie in Kapitel 1.2.2 beschrieben, lässt sich die Laufgeschwindigkeit (definiert als Geschwindigkeit des Körperschwerpunkts des Läufers in Laufrichtung) ermitteln, indem das Produkt von Schrittlänge und Schrittfrequenz berechnet wird (BAUMANN et al. 1986, 2).

Welche Größen in Schwung- und Standphase bestimmen jedoch die Laufgeschwindigkeit und sind somit leistungsrelevant? Bezüglich dieser Fragestellung wurde zunächst eine Literaturrecherche unter folgenden Aspekten durchgeführt:

- A. Welche Parameter oder Größen werden möglicherweise genannt, die bereits in eigenen Vorüberlegungen als leistungsrelevant erachtet wurden?
- B. Lassen sich die beschriebenen Parameter auf den Sprint Oberschenkelamputierter Athleten übertragen?

Die folgenden Ausführungen richten sich nach den Phaseneinteilungen im Sprint sowie der Laufschriftcharakteristik wie in Kapitel 1.2.1 und 1.2.2 beschrieben. Sie beinhalten nicht alle Größen, welche die Laufgeschwindigkeit beeinflussen können, zum Beispiel Körperbau, Körpergröße und Beinlängen (COPPENOLLE et al. 1980; YOKOI et al. 1987; MERO et al. 1992), da ihr Einfluss in dieser Arbeit als vernachlässigbar eingeschätzt wird.

1.2.3.1 Leistungsbestimmende Kriterien im Startabschnitt

Der Startschritt war bereits Gegenstand zahlreicher biomechanischer Untersuchungen (z. B. JACOBS & VAN INGEN SCHNENAU 1992; FRICK et al. 1995).

Zielstellungen der meisten Studien war die Bestimmung von Kriterien einer „guten Starttechnik“ oder ihrer direkten Verbesserung z. B. über ganz spezielle Feed-Back-Methoden (MENDOZA & SCHÖLLHORN 1993). Untersucht wurde dazu zunächst der Parameter Kraft, z. B. als Blockkraft beim Verlassen der Startvorrichtung (MERO et al. 1983, 1992), aber auch muskuläre Kräfte der Beine wurden mittels EMG-Messungen (GUISARD & DUCHATEAU 1991)

erfasst. Es folgten kinematische Untersuchungen von Position, Verlauf und Geschwindigkeit des Gesamtkörperschwerpunkts über die ersten drei Startschritte (BAUMANN et al. 1986; SCHOT & KNUTZEN 1992; HARLAND & STEELE 1997) oder von Geschwindigkeiten einzelner Segmente während des Starts, besonders des Fußes (BÖTTCHER & BÄR 1995). Interessant für die Gegenüberstellung der Startposition amputierter und nicht amputierter Sprinter sind die Angaben über Gelenkwinkel in der Fertigposition nicht amputierter Sprinter (Tabelle 1):

Tab. 1: Gemessene Hüft- und Kniewinkel beider Beine in der Fertigposition nach MERO et al. 1983 und MERO 1988, in: www.sportscoach-sci.com/ (Zugriff am 20.02.2002)

	MERO et al. 1983	MERO 1988
Hüftinnenwinkel vorderes Bein	$41^{\circ} \pm 14^{\circ}$	$39^{\circ} \pm 7^{\circ}$
Knieinnenwinkel vorderes Bein	$111^{\circ} \pm 9^{\circ}$	$96^{\circ} \pm 12^{\circ}$
Hüftinnenwinkel hinteres Bein	$80^{\circ} \pm 13^{\circ}$	$77^{\circ} \pm 9^{\circ}$
Knieinnenwinkel hinteres Bein	$134^{\circ} \pm 14^{\circ}$	$126^{\circ} \pm 16^{\circ}$

Für andere Autoren (BAUERFELD & SCHRÖTER 1998, HARLAND & STEELE 1997; MICHEL 2001, 54) muss der Knieinnenwinkel in der Fertigposition idealerweise 90° für das vorderes Bein, 110° bis 120° für das hintere Bein betragen. Ungeachtet unterschiedlicher Winkelangaben für Hüfte und Knie besteht ein allgemeiner Konsens darüber, dass der Hüftwinkel besserer Sprinter kleiner ist, als der schlechtere Sprinter (MERO et al. 1992).

1.2.3.2 Leistungsbestimmende Kriterien im Beschleunigungsabschnitt

In diesem Kapitel werden Kriterien aufgeführt, welche die Sprintleistung im Beschleunigungsabschnitt beeinflussen. Allgemein wird in der Literatur der Standphase, in der die Sprinter durch den Bodenkontakt ihre Antriebskraft erzeugen (OGISO et al. 1998), mehr Beachtung geschenkt. Dies gilt für den Abschnitt der Beschleunigung und der maximalen Geschwindigkeit gleichermaßen.

Standphase

In der Standphase erfolgt eine Wechselwirkung mit dem Boden. Sie bremst einerseits die Segmentbewegung ab, beeinflusst andererseits nach dem zweiten Schwerpunktsatz die Bewegung des Körperschwerpunkts. Die Wechselwirkungskräfte $F(t)$ und ihre Komponenten in vertikaler und transversaler Richtung sind damit leistungsrelevant. Die vektorielle Stützkraft erzeugt die Hüftgeschwindigkeit $v(t)$.

Die Dynamik der Stützphasen über die ersten drei Startschritte zeigt Bild 8:

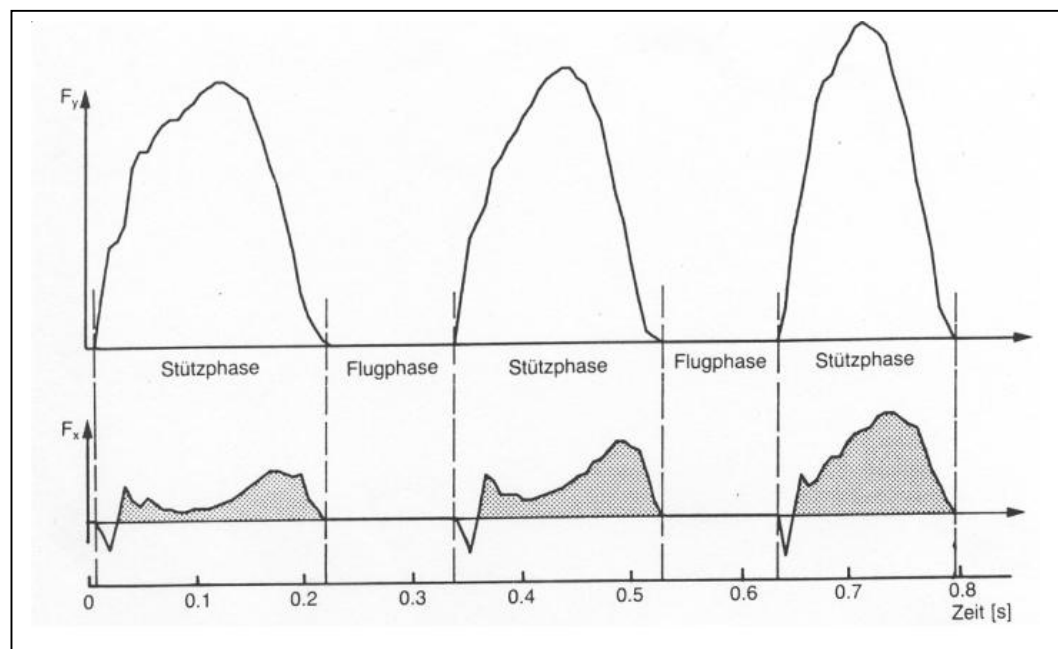


Bild 8: Dynamik der ersten drei Schritte nach dem Start

Die horizontalen Kräfte weisen in allen drei Schritten nur geringen Bremsimpuls auf

aus: BAUMANN et al. 1986, 11

Als leistungsbestimmend während der Stützphase gelten:

- Geringe Bremsimpulse und Zunahme der maximalen longitudinalen Kräfte (BAUMANN et al. 1986; MERO et al. 1992; LEHMANN & VOß 1997, 1998)
- Starke Oberkörpervorlage und allmähliche Rumpfaufrichtung mit dem dritten Schritt (BAUMANN et al. 1986; LEHMANN & VOß 1997)
- Verkürzung der Standphasendauern mit dem zweiten Schritt (PLAMONDON & ROY 1984; MERO et al. 1992).

Die Dauer des zweiten Schritts geben JACOBS & VANINGEN SCHENAU (1992, 956) mit 175 ms, SCHÖLLHORN (1995) mit 140 ms an.

Viele Autoren gehen davon aus, dass die Geschwindigkeitssteigerung in dieser Phase von der Schrittfrequenz abhängt (MERO et al. 1982; KOZLOV & MURAVEV 1992; LEHMANN & VOß 1997, 1998).

Schwungphase

Die Schwungphase im Beschleunigungsabschnitt wird in der Literatur kaum betrachtet¹¹, die meisten Publikationen beschränken sich auf eine allgemeine Beschreibung des Bewegungsablaufs (vgl. z. B. HEB 1991; BAUERSFELD & SCHRÖTER 1998).

Einige wenige Autoren betonen die Bedeutung dieser Phase und untersuchen die Gelenkwinkelverläufe von Hüfte und Knie. CHENGZHI & ZONGCHENG (1987, 828) sehen in der Beschleunigungskurve des Schwungbeines in der Schwungphase einen Indikator für die Effizienz des Laufs. Das anbeugende Knie hat die Funktion, das Trägheitsmoment in der Hüfte zu verkleinern. WOOD (1988) und WOOD et al. (1987) stellen auf Grund eigener Untersuchungen fest, dass eine größere Kniebeugung und ein stärkeres Anheben des Knies in dieser Phase die Laufgeschwindigkeit positiv beeinflusst. Weitere leistungsbestimmende Größen werden nicht abgeleitet.

¹¹ Bereits 1987 (825) stellten CHENGZHI & ZONGCHENG fest: “[a]lthough the swing phase is an important factor in sprinting, very little of the reported research has been focused on that factor”.

1.2.3.3 Beschreibung der Merkmale im Abschnitt maximaler Geschwindigkeit

Die Tendenz, die Stützphase stärker in den Blickpunkt zu rücken als die Schwungphase, setzt sich auch bei der Betrachtung des Laufabschnitts mit maximaler Geschwindigkeit fort.

Auch im Lauf mit maximaler Geschwindigkeit sollen die horizontalen Bremskräfte möglichst klein sein, um einen Geschwindigkeitsverlust durch das Bremsen von Körpersegmenten zu verkleinern (MERO et al. 1992). Die maximalen Kräfte, die beim Sprint auftreten, betragen für die Vertikalkraft das 3 – 3,5fache des Körpergewichts [G], die Maxima der horizontalen Brems- und Beschleunigungskräfte liegen bei 1 G (BAUMANN et al. 1986), wie Bild 9 zeigt:

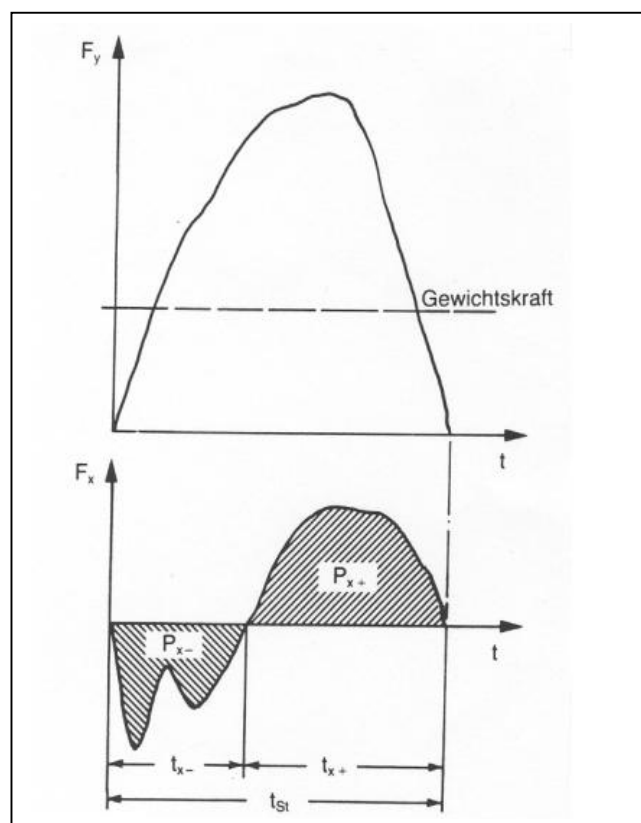


Bild 9: Kraftzeitverläufe in horizontaler und vertikaler Richtung von Stützphasen bei hoher Laufgeschwindigkeit

Durch den Lauf auf dem Fußballen tritt keine stoßartige Kraftspitze auf
aus: BAUMANN et al. 1986, 14

Die Maxima nehmen mit zunehmender Geschwindigkeit zu (MERO et al. 1992). Die Stützphasendauern sind auch in diesem Abschnitt eine

leistungsrelevante Größe (LIU 1993, 7). Sie werden bei TIDOW & WIEMANN (1994) mit 85 ms, bei MERO et al. (1992, 382) mit 80 ms – 100 ms angegeben. Die Wechselwirkungskräfte mit dem Boden erzeugen bestimmte Winkelverläufe in Hüft- und Kniegelenk und beeinflussen die Bewegung des Körperschwerpunkts. Die vertikale Schwankung („peak to peak displacement“) des Körperschwerpunkts nimmt mit zunehmender Geschwindigkeit ab. Nach MERO et al. (1992, 382) beträgt die Amplitude 4,7 cm; 5,0 cm und 6,0 cm bei den Laufgeschwindigkeiten von 9,8 m/s; 9,6 m/s und 9,2 m/s. MIYAMARU et al. (1987, 892) fanden in ihren Sprintuntersuchungen KSP-Schwankungen von maximal 4 cm heraus.

Bei den Winkelverläufen von Knie- und Hüftgelenk in der Stützphase zeigen sich sehr unterschiedliche Meinungen über die einzunehmenden Kniewinkel. Dies resultiert aus der Orientierung an der Lauftechnik von Spitzensprintern, die als jeweils „idealtypisch“ kopiert wird (vgl. z. B. HEB 1991; HAY 1993). Das „optimale“ Maß für die Kniewinkeländerung wird dabei in der Literatur nur vereinzelt angegeben: JACOBS et al. (1996) gehen beispielsweise von Landewinkeln im Knie von ca. 130° und in der Hüfte von 100° aus, beim Abstoß beträgt der Kniewinkel $150^\circ - 160^\circ$, der Hüftwinkel ist max. 5° kleiner. BAUERSFELD & SCHRÖTER (1998, 123) befinden einen Kniewinkel von $165^\circ - 170^\circ$ im Abstoß als ideal; in der Regel bleiben die Angaben auf den Verweis auf notwendige empirische Reihenuntersuchungen reduziert (vgl. WIEMANN 1986). Die verschiedenen Angaben ermöglichen keine konkreten Aussagen. Die Diskussion um den idealen Landewinkel im Knie kann u. a. bei MERO et al. 1982; WIEMANN 1986; JACOBS & VAN INGEN SCHENAU 1992; SIMON & SCHÖLLHORN 1995; LEHMANN & VOß 1997, 1998) nachgelesen werden und ist wegen fehlender ableitbarer Größen an dieser Stelle nicht von Bedeutung.

Besondere Beachtung erfährt in der Literatur der Übergang zwischen vorderer Schwung- und Stützphase (MERO et al. 1992, 390). Die leistungsbestimmende Größe ist hier die Geschwindigkeit des aufsetzenden Fußes relativ zum Boden, welche von Bedeutung für die entstehenden Brems- und Beschleunigungskräfte ist. Bei fixiertem Fuß wird die Geschwindigkeit dieses Segments abgebremst (BAUMANN et al. 1986). Der Läufer muss in der vorderen Schwungphase kurz

vor dem Bodenkontakt die Horizontalgeschwindigkeit des Fußes verringern, um effektiv Boden fassen zu können (MERO et al.1982). Wäre die relative Fußgeschwindigkeit negativ, d. h. der Fuß bewegt sich durch ein Zurückführen entgegen der Laufrichtung, könnte bereits im ersten Augenblick des Bodenkontakts eine nach vorn gerichtete positive Beschleunigung erfolgen (BAUMANN et al. 1986; LIU 1993). Wichtig ist, wie diese „Greifbewegung“ zur Vorbereitung des Stützes optimal gestaltet werden kann und welche Bewegung eine hohe horizontale Greifgeschwindigkeit erzeugt, die dem KSP relativ entgegengesetzt ist. Als Kinetor der Abwärtsbewegung des Schwungbeines wird dabei die Hüftstreckmuskulatur angesehen (vgl. auch Kapitel 1.3.4). Über die Dauer der Schwungphase finden sich kaum Angaben. TIDOW & WIEMANN (1994, 1994a) geben Dauern von 135 ms an.

Die bisherigen Ausführungen unterstützen einerseits die Vermutung, dass bislang hauptsächlich die Stützphasen Gegenstand biomechanischer Untersuchungen (LEHMANN & VOSS 1998, 18) waren. Sie zeigen auch, dass in der Literatur nur wenige ausgewählte Merkmale (z. B. Kraftmaxima, Impulse, Dauer von Schwung- und Stützphase, Vertikalbewegung des Körperschwerpunkts) zur Leistungsverbesserung zu finden sind. Die Angaben über „optimale“ Gelenkwinkelverläufe variieren sehr stark und lassen keine gesicherten Erkenntnisse zu.

1.2.4 Die Übertragbarkeit auf den Lauf Oberschenkelamputierter Sprinter

Inwiefern die oben genannten Merkmale überhaupt im Sprint Oberschenkelamputierter Athleten untersucht werden können, wird im Folgenden erläutert.

Blockkräfte

Beim Start amputierter Athleten ist es gar nicht oder nur schwer möglich, die auf den Block ausgeübten Kräfte abzugreifen. Die Sprinter starten, indem sie das Prothesenbein i. d. R. fast gestreckt hinter dem Körper absetzen, sie verzichten oft auf den unterstützenden Startblock. In der noch darzustellenden

Untersuchung wurde zwar aus den Blöcken heraus gestartet, die Abdruckkraft des Prothesenbeins reichte jedoch nicht aus, um eine Kraft- und Reaktionsmessung auszulösen, verursacht durch die Stauchung der Carbonfeder der Prothese.

Fertigposition

Beobachtungen des Starts Oberschenkelamputierter zeigen sehr interindividuelle Ausführungen. Sogar im Spitzensportbereich verzichteten einige Athleten auf den Tiefstart. Wird aus dem Block heraus gestartet, gelingt einigen Sprintern der schnelle, flache Vorschwung der Prothese nahezu unter dem Körper hindurch bis Fußaufsatz; andere schwingen ihre Prothese außen am Körper vorbei durch die Sagittalebene nach vorne. Die Technik ist von der jeweiligen Amputationshöhe oder den Kniegelenkeinstellungen (Pneumatik oder Hydraulik) abhängig. Aussagen über die „optimal“ einzunehmenden Gelenkwinkel beim Start Amputierter können nicht getroffen werden. In Kapitel 1.3.3 werden zwar exemplarisch einige Besonderheiten des Starts (Gestaltung des ersten Startschritts sowie Oberkörperaufrichtung) dargestellt und ausgewertet, es kann aber nur auf weiterführende Studien hinsichtlich des Tiefstarts Oberschenkelamputierter verwiesen werden.

Stütz- und Schwungphasendauern

In der Beschleunigungsphase und dem Laufabschnitt mit maximaler Geschwindigkeit können bestimmte Kriterien, die zur Beschreibung des Laufs nicht amputierter Athleten herangezogen werden (z. B. Schwung- und Stützphasendauern etc.), ebenfalls der Beschreibung des Laufs Amputierter dienen. Die aus Beobachtungen des Laufs zu erwartende Asymmetrie auf Grund unterschiedlicher Verweildauer auf Prothese und erhaltener Seite darf nicht als „fehlerhaft“ im Sinne eines Hinkens interpretiert werden. Zu vermuten ist, dass eine längere Stützphase auf der Prothesenseite Sinn macht, um die Federwirkung der Prothesenseite optimal für den Vortrieb ausnutzen zu können. Konkrete Aussagen darüber lassen sich erst nach entsprechender Untersuchung treffen.

Lande- und Abstoßwinkel in der Stützphase

Die Diskussion um den idealen Landewinkel des Stützbeines erübrigt sich, da je nach Einstellung des Kniegelenks des Oberschenkelamputierten die Kniegelenkseinheit in der vorderen Stützphase explosiv in die vollständige Extension (180°) gebracht und so gehalten wird. Grund ist neben der technischen Eigenschaft des Knies auch eine psychische Komponente. Die Athleten befürchteten einen Einbruch des Knies in der Standphase, wenn nicht auf einem vollständig gestreckten Knie gelandet wird. Um diese sogenannte „Standphasensicherheit“ zu gewährleisten, wird (meist durch Veränderung des Extensions- und Flexionswiderstandes der Kniegelenkseinheit) das Knie möglichst früh in die Streckung gebracht. Um die geforderte Standphasensicherheit beizubehalten, kann das Knie minimal nur so weit gebeugt werden, dass der Vektor der Bodenreaktionskraft im Vorderstütz kein kniebeugendes Moment erzeugen kann. Der mögliche Kniewinkel, welcher dabei eingenommen werden kann, ohne dass die Prothese einbricht, ist je nach Prothesenfabrikat unterschiedlich. Einigen Autoren zufolge darf ein Flexionswinkel von 15° in der Standphase nicht überschritten werden, damit das Kniegelenk nicht einbricht. Bei nicht behinderten Menschen beträgt der Flexionswinkel 25° (DIETL et al. 1998, 199). Ähnliches gilt auch für den Abstoßwinkel, der sich ebenfalls aus den Eigenschaften der Prothese ergibt. Während der Stützphase ist der Bewegungsablauf auf der Prothesenseite vom verwendeten Material (z. B. Rückstellkraft der Prothesenfeder) abhängig und kann nur bedingt vom Athleten beeinflusst werden.

Weitere Unterschiede im Lauf Oberschenkelamputierter und Nichtamputierter Sprinter sind durch den unterschiedlichen muskulären Status bedingt, welcher als Folge der Amputation entsteht. Dieser ist Gegenstand des folgenden Kapitels, da auch die intermuskuläre Koordination die Sprintleistung entscheidend mitbestimmt.

1.3 Die Muskelaktivität im Kurzstreckenlauf – ein Vergleich zwischen unversehrten Athleten und Oberschenkelamputierten Läufern

Das folgende Kapitel beschreibt die Muskelaktivität während eines Doppelschritts in den unterschiedlichen Phasen des Sprints. Die intermuskuläre Koordination nicht amputierter Läufer steht den muskulären Besonderheiten Oberschenkelamputierter Sprinter gegenüber. Um einen Eindruck von den Folgen einer Amputation für das muskuläre Gleichgewicht zu geben, wird zunächst der muskuläre Status (Stumpf) nach Oberschenkelamputation sowie einer Knieexartikulation beschrieben.

1.3.1 Muskelstatus nach Oberschenkelamputation

Als Oberschenkelamputation wird die Amputation durch den Femurschaft verstanden. Sie erfolgt durch Röhrenknochen und Markhöhle. Je nach Amputationshöhe kann sie am Übergang von den Kondylen in den Femurschaft durchgeführt werden, rumpfnah wird sie auch am kleinen Trochanter ausgeführt (Bild 10). Unterschenkel, Kniegelenk sowie ein distaler Anteil des Oberschenkels werden entfernt.

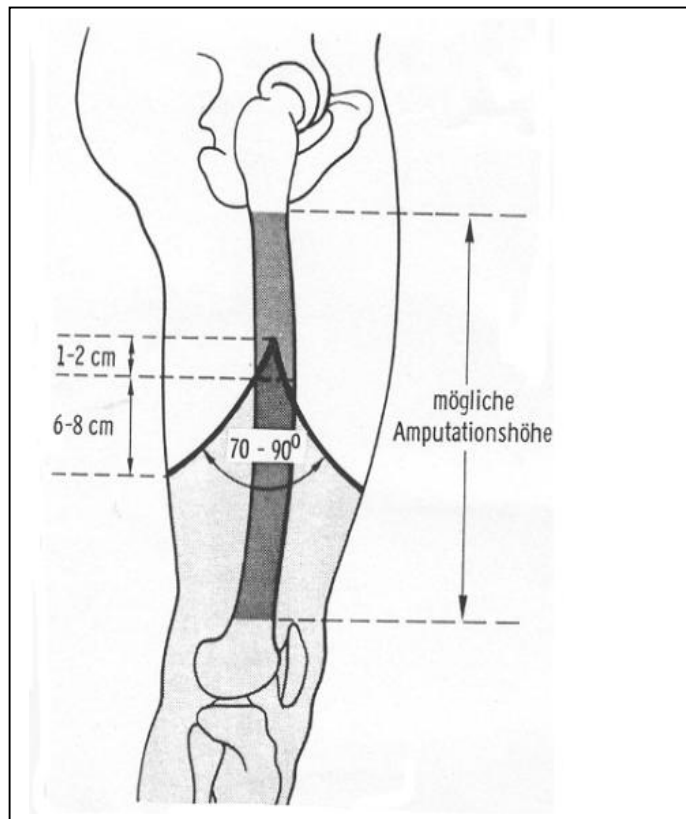


Bild 10: Darstellung möglicher Amputationshöhen bei einer Oberschenkelamputation
Unterschenkel und Kniegelenk werden vollständig entfernt
aus: BAUMGARTNER & BOTTA 1989, 140

Zum besseren Verständnis der folgenden Ausführungen zeigen Bild 11 und 12 den Muskelstatus eines nicht betroffenen Menschen (untere Extremität) im Überblick.

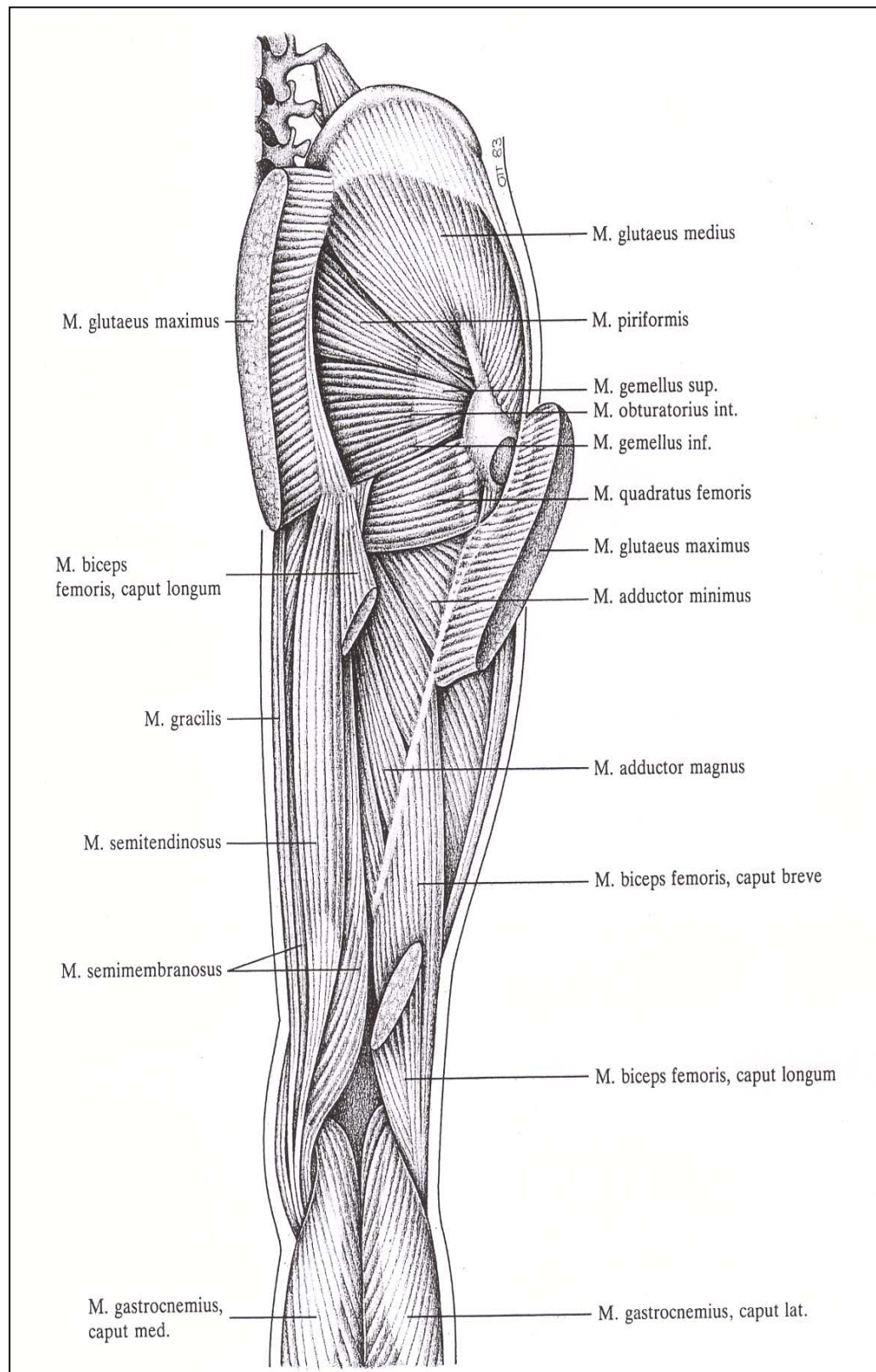


Bild 11: Hintere Gruppe der Oberschenkelmuskulatur
aus: HABERMANN-HORSTMEIER 1992, 92

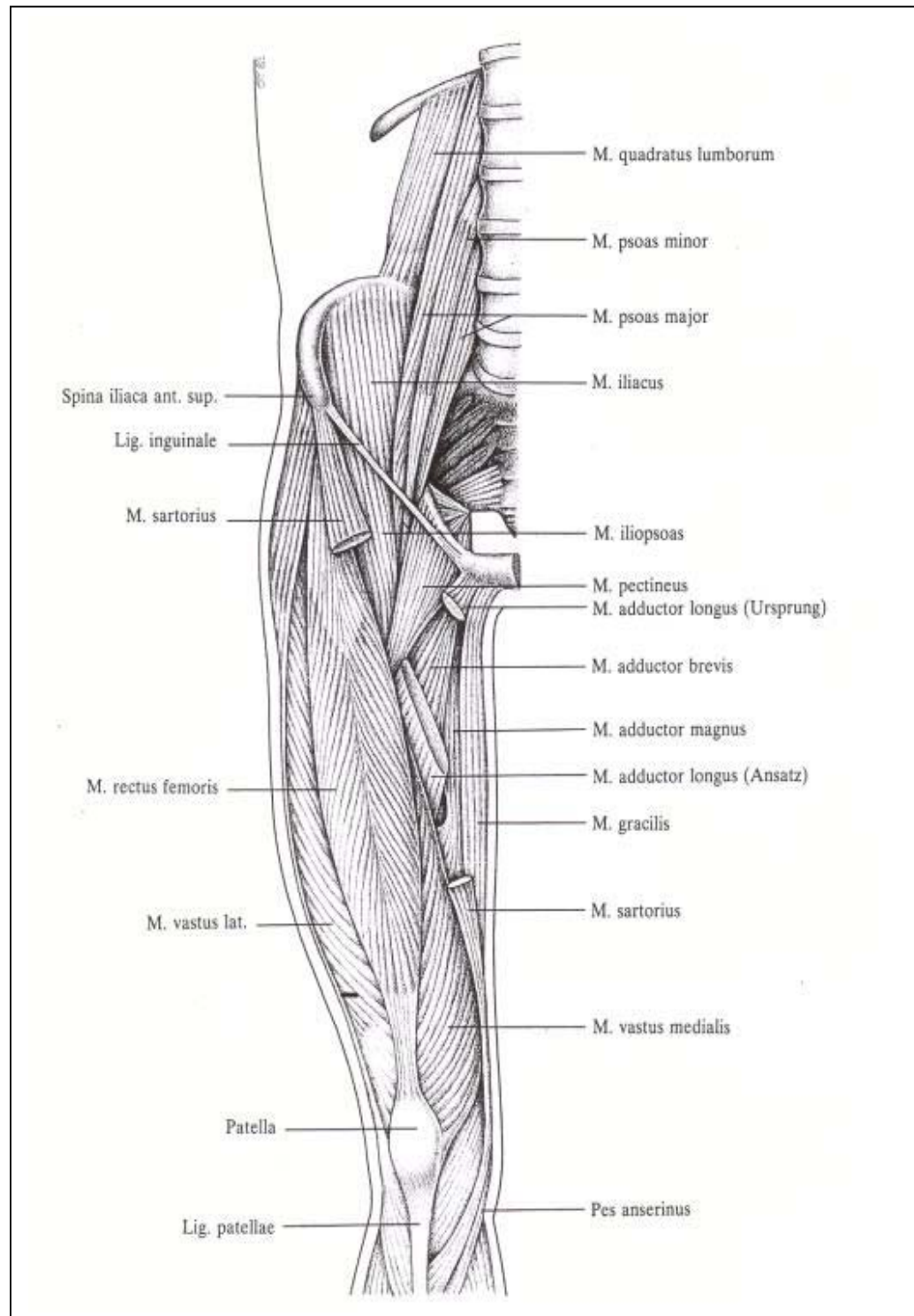


Bild 12: Vordere und mediale Gruppe der Oberschenkelmuskulatur
aus: HABERMANN-HORSTMEIER 1992, 94

Um bei einer Oberschenkelamputation einen zylindrischen bzw. konischen Stumpf zu erhalten, werden zwei gleichgroße Haut-Muskellappen gebildet, den Vorderlappen formt der M. quadrizeps, den Hinterlappen bilden die Adduktoren und Kniebeuger. Letztere werden bei der Naht zunächst leicht gekürzt, der am besten erhaltene Muskel, meist der M. quadrizeps, wird als Abdeckung über das Stumpfende gezogen. Die Muskelstümpfe werden dabei transossär¹² am Femurende befestigt.

Folgen der Amputation sind u. a. eine eingeschränkte Hüftbeweglichkeit; eine Rotation ist vollständig, die Flexion teilweise blockiert. Das muskuläre Gleichgewicht wird nur teilweise erhalten. In der Frontalebene wird mit jeder Kürzung der Verlust an Hebelarm und Muskulatur der Adduktoren produziert, selbst bei Verankerung der Stümpfe am Schaft. Die pelvitrochanteren Abduktoren bleiben jedoch voll erhalten. Je kürzer der Stumpf, desto stärker nimmt er deshalb eine Abduktionsstellung¹³ ein (BAUMGARTNER & BOTTA 1986). Um diesem Effekt entgegenzuwirken, müßten die verbleibenden Adduktoren mehr Kraft erzeugen, um den Stumpf in der normalen Position zu halten (GOTTSCHALK 1994).

In der Sagittalebene kommt es zu einer zunehmenden Beugstellung des Oberschenkels durch die Sehne des M. iliopsoas (Hüftbeuger und Außenrotator). Dieser fehlen je nach Amputationshöhe die Gegenspieler, die ischiocruralen Muskeln und der M. gluteus maximus, der bis in die Mitte des Femurs reicht. Diese Muskeln verlieren ihren Hebelarm mit jeder Kürzung des Stumpfes. Zudem werden bei der Amputation kräftige Muskeln quer durchtrennt und verlieren somit ihren Ansatz. Einzelne Muskeln können völlig von der Blutzufuhr abgeschnitten sein und werden deshalb völlig entfernt. So z. B. der M. gracilis, der damit die Beugung und Rotation des Kniegelenks

¹² Dazu werden in das distale Ende des Femurs vier Löcher gebohrt, durch welche der Operateur vier Nähte zieht, an denen jeweils ein Quadrant der Muskulatur durch einen Knoten im Knochen befestigt wird (BAUMGARTNER & BOTTA 1989, 145).

¹³ Unter "normalen" anatomischen Bedingungen verläuft die mechanische Achse der unteren Extremität vom Mittelpunkt des Femurkopfes durch den Kniemittelpunkt zum Gelenkmittelpunkt des Knöchels. Sie ist 3° gegenüber der Vertikalen geneigt, die Femurachse ist 9° geneigt. Demnach befindet sich der Oberschenkelknochen in einer Adduktion, wodurch M. gluteus medius und minimus (Hüftstabilisatoren) sowie M. gluteus medius und M. tensor fasciae (Abduktoren) funktionell arbeiten können; die Seitwärtsbewegung der Hauptkörpermasse wird reduziert (GOTTSCHALK 1994).

nicht mehr unterstützen kann. Die schlanken Semi-Muskeln (M. semimembranosus, M. semitendinosus) können ebenfalls betroffen sein und stehen damit der Streckung und Adduktion im Hüftgelenk nicht mehr zur Verfügung (BAUMGARTNER & BOTTA 1989).

GOTTSCHALK (1994) beschreibt eine besondere Amputationstechnik, die so genannte adduktorenerhaltende Myodese, welche das Muskelgleichgewicht zwischen Adduktoren und Abduktoren erhalten kann. Diese unterscheidet sich von obiger Operationstechnik dadurch, dass zunächst der M. quadriceps proximal zur Patella losgelöst wird, um etwas von seinem Sehnenanteil zu erhalten. Nach Lösen des M. adductor magnus vom Adduktorenhöcker wird der Femur 12 cm oberhalb der Gelenklinie durchtrennt und am distalen Ende kleine Löcher gebohrt. Die Sehne des M. adductor magnus wird mit nicht resorbierbarem, lang haltbarem Nahtmaterial über die gebohrten Löcher an die seitliche Partie des Femur genäht. Dabei wird durch das Halten des Stumpfs in maximaler Adduktionsstellung der M. adductor magnus über die Femurschnittstelle hinausgezogen, dass er seine Spannung beibehält. Der M. quadriceps wird über posteriore Löcher an den Femur genäht, wobei die Hüfte gestreckt sein sollte. Die verbleibenden posterioren Muskeln werden im Bereich des M. adductor magnus verankert. Die umgebende Muskelfazie wird genäht.

Eine weitere Möglichkeit besteht darin, die Agonisten- und Antagonistenmuskelgruppe über dem Knochenende aneinander zu nähen. Der Nachteil dieser Myoplastik liegt in der Instabilität, der Femurstumpf bewegt sich in der Muskelhülle, was mit Schmerzen verbunden ist.

Die Höhe der Oberschenkelamputation bzw. die Stumpflänge sowie die Muskelresektion und die Verankerung der Restmuskulatur haben einen entscheidenden Einfluss auf das muskuläre Gleichgewicht bzw. die Arbeit der verbleibenden Oberschenkelmuskulatur.

Die Reduzierung von Muskelmasse in Verbindung mit unzureichender mechanischer Fixierung der Muskeln sowie eine Athropie der Restmuskulatur können als Hauptursachen für den Rückgang der Muskelkraft gewertet werden (GOTTSCHALK 1994).

1.3.2 Muskelstatus nach Knieexartikulation

Die Knieexartikulation wird bei der Unmöglichkeit, einen kurzen Unterschenkelstumpf zu schaffen, durchgeführt. Die bestmögliche Lösung liegt im Erhalt der proximalen Kniehälfte, da die Femurkondylen erhalten bleiben und somit ein Stumpf entsteht, der das Körpergewicht am Stumpfende auf die Prothese übertragen kann (Bild 13).

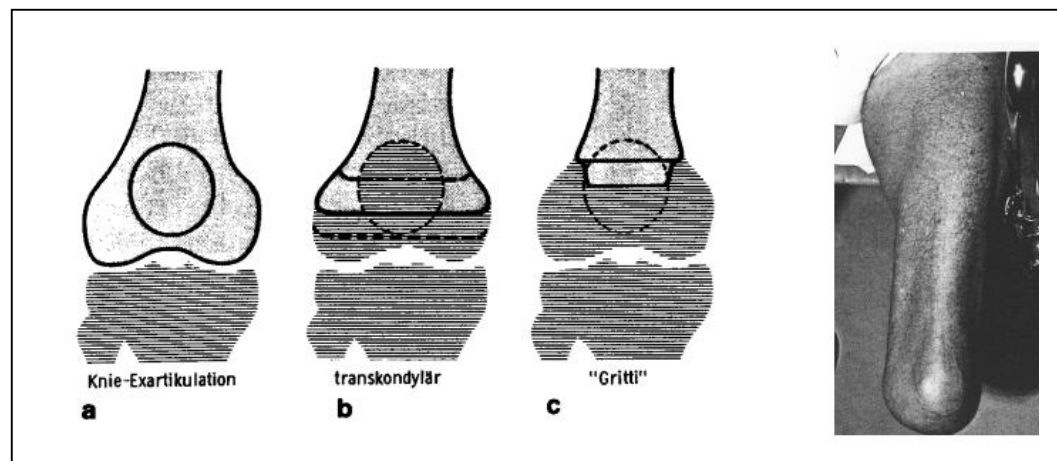


Bild 13: Links: Verschiedene Methoden der Amputation im Kniebereich

Zeichnung a zeigt die Knieexartikulation, in der Mitte wird der Oberschenkelknochen transkondylär abgetrennt

Rechts: Stumpf nach Knieexartikulation

aus: BAUMGARTNER & BOTTA, 1989, 132 und 136

Es werden keine Knochen oder Muskeln durchtrennt, was sich auf das muskuläre Gleichgewicht des Oberschenkels positiv auswirkt. Der Stumpf ist endbelastbar, die Hüftbeweglichkeit bleibt voll erhalten.

Während der Operation werden u. a. die Seiten- und Kreuzbänder durchtrennt, das Lig. Patellae als Fortsetzung der Quadricepssehne vom Tuberositas tibiae gelöst. Je nach Operationstechnik werden Menisken, Bänder und das Lig. Patellae entweder vollständig entfernt oder stehengelassen. Im letzteren Fall wird das Lig. Patellae mit dem Kreuzband und die Beugesehnen mit der hinteren Kapsel vernäht, um das Muskelgleichgewicht zu erhalten. Es kann aber auch auf jegliche Art von Sehnennaht verzichtet werden, wenn Bänder und Menisken und selbst das Lig. Patellae bis an den unteren Rand der Kniescheibe entfernt werden. In diesem Fall zieht sich die Patella 1 cm – 2 cm

nach proximal zurück und liegt außerhalb der Belastungszone (BAUMGARTNER & BOTTA 1989).

Bei einer Knieexartikulation kann das physiologische Gleichgewicht zwischen den Knieflexoren und -extensoren zwar erhalten bleiben, eine aktive Streckung oder Beugung im Kniegelenk ist aber unmöglich, da die Beuge- und Strecksehnen nicht mehr über das Kniegelenk ziehen.

Jede Amputation hat unmittelbare Folgen auf die intermuskuläre Koordination des amputierten Athleten in einzelnen Abschnitten des Sprintlaufs. Da diese im Gegensatz zur muskulären Aktivität nicht amputierter Sprinter bislang noch nicht publiziert wurde, sollen zunächst die Muskelaktionen im Sprint der Nichtamputierten beschrieben werden. Die Ausführungen werden danach um die veränderte Bewegungsausführung der Oberschenkelamputierten Athleten ergänzt, die aus Übersichtsgründen in einen Rahmen gesetzt werden.

1.3.3 Muskelaktivität beim Start und in der Beschleunigungsphase

Beim Start läßt die Einnahme von spitzen Arbeitswinkeln im Hüft- und Kniegelenk sowie die Sprintvorlage während des positiven Beschleunigungsabschnitts auf eine Dominanz der Kniestreckerschlinge schließen (LEHMANN & VOß 1997, 21). Durch die gleichzeitige Aktivierung des M. rectus femoris und des M. gluteus maximus wird beim Start die Aufrichtung des Oberkörpers verhindert (SCHÖLLHORN 1995, 44). Nach LIU (1990, in LIU 1993, 7) kann in der Beschleunigungsphase durch die langen Dauern der einzelnen Stützphasen und der Oberkörpervorlage die Maximalkraft der Beinextensoren ausgenutzt werden.

FRICK et al. (1995) stellten diesbezüglich in ihren Untersuchungen fest, dass sich im Abschnitt der initialen Beschleunigung die Aktivität einzelner Muskelgruppen gemessen an der Gesamtbeteiligung verschiebt. Im Verlauf der ersten 30 m nach Verlassen des Startblocks reduzieren die Knieextensoren hochsignifikant ihre Arbeit, während die Hüftflexoren und -extensoren in ihrer

Aktivität hochsignifikant zunehmen. Während auf den ersten 5 m die Knieextensoren und die Plantarflexoren große Bedeutung haben, verlieren sie diese im weiteren Verlauf.

Bei den Oberschenkelamputierten- bzw. knieexartikulierten Sprintern wurde die gesamte Wadenmuskulatur operativ resektiert und steht zur Bewegungskonzeption nicht mehr zur Verfügung. Die Funktion dieser Muskelgruppe muss vom Prothesenmaterial, bei der Sprintprothese insbesondere vom Prothesenfuß (Carbonfeder) übernommen werden. Aus der Möglichkeit, die Federwirkung der Prothese optimal für den Vortrieb nutzen zu können, resultiert eine veränderte Bewegungskonzeption. Auch der Anteil der Knieextensoren an der Bewegung muss kritisch hinterfragt werden. Je nach Amputationshöhe sind diese Muskeln in ihrer Kraftentfaltung unterschiedlich stark eingeschränkt und nutzbar. Prinzipiell ist eine aktive Streckung und Beugung im Kniegelenk unmöglich, da die Beuge- und Streckmuskeln nicht mehr über das Kniegelenk ziehen.

TIDOW & WIEMANN (1994a) zeigen, dass beim Start prinzipiell die Vastusgruppe überproportional aktiviert wird. Während der ersten 30 m – 35 m ist die Arbeit der Vastusgruppe leistungsbestimmend, nach dem Aufrichten aus der Sprintvorlage übernehmen die Hüftstrecker hinsichtlich des Vortriebs die Hauptarbeit. Die Autoren gehen davon aus, dass 65 % – 70 % der gesamten Kurzstrecke von den Mm. ischiocrurales getragen werden.

Es muss berücksichtigt werden, welche Anteile der Mm. ischiocrurales nach der Amputation noch zur Kraftentwicklung zur Verfügung stehen.

Dementsprechend nimmt die Bedeutung der Hüftextensoren und- flexoren zu. Auch JACOBS & VANINGEN SCHENAU (1992, 963) gehen davon aus, dass Veränderungen des muskulären Drehmoments im Knie auf den Wechsel in der muskulären Aktivität zwischen den Mm. Ischiocrurales und den Mm. Vasti zurückzuführen sei (vgl. auch DELECLUSE 1997). Während des Aufsetzens des Stützfußes kann im Knie ein Beugemoment beobachtet werden, welches durch das Beugemoment der Mm. ischiocrurales erzeugt wird. Kokontraktionen der

das Kniegelenk umspannenden Muskulatur resultieren in einem relativ kleinen Kniemoment bis ca. 100 ms nach Fußaufsatz, welche Änderungen der Kniewinkelgeschwindigkeit in dieser Phase klein halten. Eine zu frühe Steigerung der Kniewinkelgeschwindigkeit würde in einer zu frühen Kniestreckung resultieren, was eine erhöhte Vertikalgeschwindigkeit des Körperschwerpunkts zur Folge hätte. Dies widerspricht der Forderung nach einer erhöhten Horizontalgeschwindigkeit des KSP.

1.3.4 Muskelaktivität im Lauf mit maximaler Geschwindigkeit

Der Sprintlauf stellt die „(...) Kunst dar, in einem geschlossenen Kreis mit sich wechselseitig bedingenden Prozessen die Muskulatur zum richtigen Zeitpunkt zu kontrahieren [und] zu entspannen“ (SCHÖLLHORN 1995, 41). Die schnelle Entspannungsdynamik stellt sich im EMG durch große Zeiträume dar, in denen keine muskuläre Aktivität zu sehen ist. Sie ist die Basis dafür, dass trotz hoher Schrittfrequenz jeder Muskel und die ihn aktivierenden Motoneurone eine kurze Regenerations- und Durchblutungszeit erhalten. Zusätzlich sorgt die antagonistische Hemmung für optimale Arbeitsbedingung des jeweils aktivierten Agonisten (TIDOW & WIEMANN 1994). Der diesbezüglich bedeutsame Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus (kurzzeitige exzentrische mit sich anschließender konzentrischen Kontraktion) zeigt sich in folgenden Muskelaktionen:

Beim Anfersen des Unterschenkels ans Gesäß wird der M. rectus femoris gedehnt und vorgespannt. Diese Vorspannung ermöglicht das Nach-vorne-Bringen des Knies mit größerer Anfangskraft (Prinzip der Anfangskraft nach HOCHMUTH 1981) und somit eine schnellere Bewegungsausführung. Je schneller das Bein und der Unterschenkel nach vorne gebracht wird, desto größer ist die Dehnungsgeschwindigkeit der ischiocruralen Muskeln und der Gesäßmuskulatur, die dadurch vergrößerte Kraftentwicklung kann für das Aufsetzen (Nach-unten-Bringen des Beines) genutzt werden.

Das Anfersen des Unterschenkels kann je nach verwendetem Prothesenmaterial mit unterschiedlichem Kniewinkel ausgeführt werden. Dieser richtet sich einerseits nach dem eingestellten Beugewiderstand im Kniegelenk. Andererseits kann der Unterschenkel, bedingt durch die Trägheit, entsprechend stärker anfersen, wenn die Kraft, mit welcher der Oberschenkel nach oben gezogen wird, gesteigert wird.

Durch das Anziehen der Fußspitze kurz vor dem Fußaufsatz des Standbeines auf dem Boden werden der M. gastrocnemius und der M. soleus stärker vorgespannt, die sich anschließende Streckung des Sprunggelenks erfolgt schneller (SCHÖLLHORN 1995). Durch das Aufsetzen des Fußes wird ein spinaler Muskelspindelreflex ausgelöst, mit dessen Hilfe die Aktivität des M. gastrocnemius nach dem Bodenkontakt auf das doppelte bis dreifache der Vorinnervation ansteigt, die der Aktivität bei maximaler isometrischer Willkürkontraktion entspricht. Die dadurch verstärkte Muskelaktivität wird noch in der Abstoßphase mechanisch wirksam (SCHMIDTBLEICHER et al. 1978).

SCHÖLLHORN (1995) betont die Bedeutung der aktiven Fußgelenksarbeit in der vorderen Schwungphase nicht nur für die vertikale Bewegung sondern auch für den horizontalen Vortrieb. Da der M. gastrocnemius sowohl an der Streckung des Sprunggelenks als auch an der Beugung des Kniegelenks beteiligt ist, wirkt der an dieser Muskulatur ausgelöste Reflex über die Beugung des Kniegelenks auf den M. biceps femoris. Dadurch wird die Kontraktionsgeschwindigkeit der ebenfalls kniebeugenden ischiocruralen Muskulatur vergrößert. Durch das Abbremsen des Unterschenkels in der vorderen Schwungphase werden wiederum Reflexe ausgelöst. Da zweigelenkige Muskeln wirken, welche über das Knie- und Hüftgelenk laufen, erfolgt eine schnellere Streckung des Hüftgelenks.

Eine aktive Fußgelenksarbeit ist auf Grund der fehlenden Wadenmuskulatur bei den Prothetikern nicht mehr möglich. Die Planatarflexoren, welche für die Erzeugung der Antriebskraft eine besondere Bedeutung haben (MANN & SPRAGUE 1982, in: LIU 1993, 10) fehlen gänzlich.

Durch eine ventrale Beckenkippung wird die ischiocrurale Muskulatur vorgespannt, was zu einem schnelleren Absenken des Beins und einer beschleunigten Hüftstreckung in der sich anschließenden Standphase führt (SCHÖLLHORN 1995, 38). LEHMANN & VOB (1998, 19) fordern keine Kippung des Beckens, jedoch eine aufrechte Oberkörperhaltung in der Schwungphase.

Kann bei den amputierten Sprintern während der Schwungphase ein aufrechter Oberkörper oder eine ventrale Beckenkippung beobachtet werden? Nach BAUMGARTNER & BOTTA (1989) müsste die Tendenz zur Beckenkippung nach ventral durch die Sehne des M. iliopsoas (vgl. S. 44) verstärkt werden, diesem Muskel fehlen nach Aussagen der Autoren nach der Amputation die hüftstreckenden Muskeln als Gegenspieler. Bei entsprechender Dysbalance müsste der M. iliopsoas das Becken nach ventral kippen, was aber vom muskulären Status der Hüftstrecker abhängt.

Hinsichtlich der intermuskulären Koordination während der Bein Streckung übertragen die zweigelenkigen Beinmuskeln die Kraft der großen, monoartikulären proximalen Muskeln auf die distalen Gelenke (JACOBS & VANINGEN SCHENAU 1992). Der M. rectus femoris ist für die Kraftübertragung von Hüfte aufs Knie, die ischiocrurale Muskulatur für den Krafttransfer von Knie auf die Hüfte verantwortlich¹⁴.

Der M. gastrocnemius vermittelt die Kraft der Knieextensoren vom Knie distal auf das Fußgelenk (JACOBS et al. 1996).

Die Kraftübertragung auf die distalen Gelenke ist je nach Resektion und Amputationshöhe nur noch unvollständig oder gar nicht möglich

¹⁴ JACOBS et al. (1996, 522) zeigten anhand von EMG-Messungen eine positive Korrelation (0.97) zwischen den Nettoknie- und Nettohüftmomenten und der Muskelaktivität von M. rectus femoris und der ischiocruralen Muskulatur. Diese sind demnach für die Erzeugung dieser Nettogelenkmomente ursächlich.

Die Bedeutung einzelner Muskelgruppen in den unterschiedlichen Schrittphasen wird in der Literatur sehr kontrovers diskutiert. Die traditionellen Auffassungen der Beinstreckschlinge im Laufen (Plantarflexoren, Quadrizes, Glutaei) wird dahin gehend revidiert, dass der ischiocruralen Muskulatur (M. semimembranus, M. semitendinosus, caput longum m. bicipitis femoris) eine stärkere Bedeutung für den Vortrieb zukommt als bislang angenommen. Während die kniebeugende Funktion der ischiocruralen Muskulatur in der Schwungphase allgemein anerkannt bleibt (GLITSCH 1995), stellt die Bedeutung dieser Muskelgruppe in der Stützphase in Abgrenzung zu den Kniestreckern (Mm. vasti) einen besonderen Diskussionspunkt dar.

Nach neueren Auffassungen wird der Vortrieb im vollen Sprintlauf (WASER 1985; WIEMANN 1989, 1995; AE et al. 1992; TIDOW & WIEMANN 1994; WIEMANN & TIDOW 1994a) nicht nur, wie bislang angenommen, durch die Mm. Vasti (Kniestrecker), sondern überwiegend durch die Hüftstreckmuskeln erzeugt, die demnach als Hauptkinetor für den Vortrieb gelten. JACOBS & VANINGEN SCHENAU (1992) gehen von einer reziproken Aktivität der ischiocruralen Muskulatur und des M. rectus femoris aus. Wenn der biceps femoris und der M. semitendinosus ihre Aktivität vermindern, steigert der M. rectus femoris seine Aktivität. LEHMANN & VOB (1997, 209) betonen die Bedeutung der Hüftstrecker bei schnellen horizontalen Bewegungen insgesamt. Bild 14 zeigt ein Oberflächen-EMG der Hüft- und Kniestreckmuskeln des rechten Beines eines Sprinters und verdeutlicht die intermuskuläre Koordination während eines Doppelschrittes dieses Läufers.

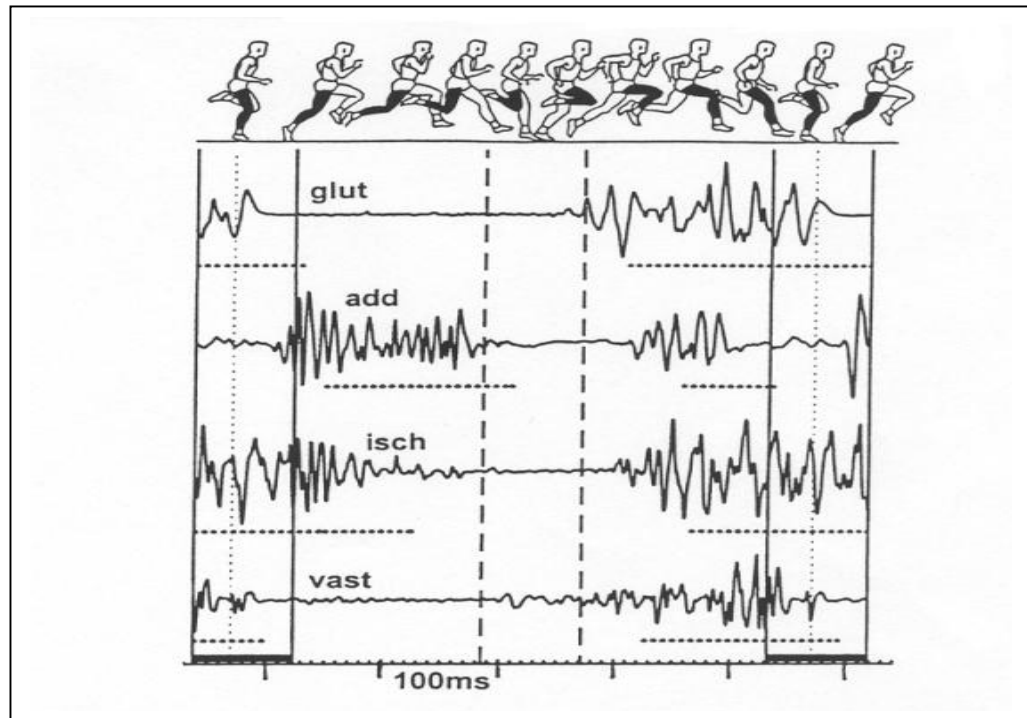


Bild 14: Oberflächen-EMG der Hüft- und Streckmuskeln des rechten Beines eines Sprinters
Dargestellt ist ein Doppelschritt. Die Abkürzungen sind:

glut: M. gluteus maximus *add*: adductor magnus
isch: Mm. Ischiocrurales *vast*: M. vastus medialis

In der vorderen Schwungphase sind die Aktivitäten des M. adductor magnus sowie der Mm. Ischiocrurales deutlich zu erkennen

aus: WIEMANN 1995, 263

WIEMANN (1986, 1989, 1989a) und TIDOW & WIEMANN (1994, 15) begründen die Bedeutung der ischiocruralen Muskulatur damit, dass sie bei den in der Stützphase des Laufs vorliegenden Bedingungen sowohl im Hüft- und im Kniegelenk als Strecker fungieren. Bislang sei man davon ausgegangen, dass die quadricerperzeugte Beinstreckkraft beim Sprint der leistungslimitierende Faktor sei. Muskelmechanische Berechnungen von WIEMANN 1986 und WIEMANN 1991 (in: TIDOW & WIEMANN 1994, 15) zeigten jedoch, dass die ischiocrurale Muskulatur bei Einnahme relativ stumpfer Arbeitswinkel und unter speziellen biomechanischen Bedingungen (wie sie nach dem Beschleunigungsabschnitt gegeben sind), auch eine kniestreckende Funktion übernehmen kann (Lombard'sches Paradoxon) (s. a. WIEMANN & TIDOW 1994a). Die biomechanischen Gegebenheiten implizieren, dass der Fuß in der Stützphase am Boden haftet und somit der Beugewirkung der Muskeln nicht Folge leisten kann. Zudem setzt die Körpermasse am freien Glied der zwei-

gliedrigen kinematischen Kette des Standbeines der Beugewirkung dieser Muskelgruppe eine hohe Trägheit (F_t) entgegen. Das Kräftepaar der Muskelkraft F_m , gebildet aus F_g und der horizontalen Komponente F_h , wirkt auf das Knie streckend (WIEMANN 1986, 28; vgl. auch ZAJAC & GORDON 1989). Die Wirkung der Muskelkraft ist in Bild 15 schematisch dargestellt:

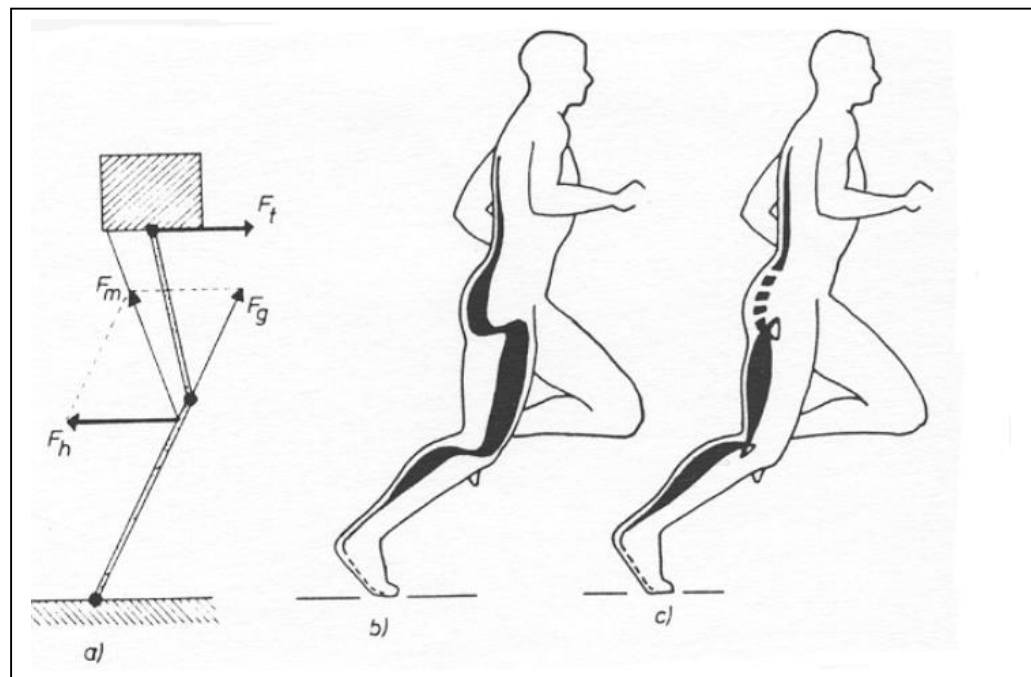


Bild 15: Wirkung der Muskelkraft

a) Darstellung der Wirkung der Muskelkraft F_m der ischiocruralen Muskeln,

F_g = Gelenkkomponente; F_h = horizontale Komponente

F_t = Trägheitskraft des Rumpfes

b) Körperstretschlinge beim Lauf nach älteren Auffassungen

c) Körperstretschlinge im Lauf nach Auffassung WIEMANN (1986)

aus: WIEMANN 1986, 30

GLITSCH (1995) betont, dass der zeitliche Verlauf von Hüftstreckmoment und Kraft der ischiocruralen Muskulatur ähnlich ist, diese Muskelgruppe gilt für ihn in der Stützphase als Hüftstrecker. Der Autor diskutiert jedoch die Bedeutung der ischiocruralen Muskulatur für den Vortrieb anders als WIEMANN (1986, 1989, 1989a, 1995) und TIDOW & WIEMANN (1994). Sie argumentieren, dass die Kniestrecker in der Stützphase nur noch geringe Aktivität zeigen und ihnen für das Ende der Stützphase keine große Bedeutung mehr in der Hüft-Stretschlinge und damit für den Vortrieb zukommt.

GLITSCH (1995, 108) bildet die unteren Extremitäten als viergliedriges Modell mit 3 Gelenken nach, in welcher er als anthropometrische Daten (gewonnen durch kinematografisch-dynamische Verfahren) die Massenverteilung und die Ansätze und Ursprünge von insgesamt 47 Muskeln eingab. Mit Hilfe der inversen Dynamik berechnete er die Kräfteverteilung im Körper.

Seine Optimierungsrechnungen ergeben, dass von den Oberschenkelmuskeln der M. quadriceps die größte Zugkraft während der Stützphase aufzubringen ist. Er gilt damit als Hauptkinetor. Im Vergleich zu der ischiocruralen Muskulatur entwickelt er die ca. dreifache Muskelkraft. Erst nach Stützende, wenn die Kniebeugung einsetzt, dominiere die ischiocrurale Muskulatur. Der Autor geht davon aus, dass die unterschiedlichen Kraftwerte aus den verschieden Muskelquerschnitten resultieren (GLITSCH 1995).

Die intermuskuläre Koordination in Schwung- und Stützphase wird insgesamt unterschiedlich beschrieben. Aus Übersichtsgründen werden die Muskelaktivitäten in der Stützphase in Tabelle 2 aufgeführt, kontroverse Aussagen¹⁵ sind direkt darin aufgeführt. Die Schwungphase ist ausführlich im Text beschrieben.

¹⁵ Nach Meinung d. Verf. könnten die unterschiedlichen Aussagen auf verschiedene Interpretationen bzw. Auswertungen der EMG-Messungen resultieren. Eine genaue Betrachtung der angewandten Methodik je Untersuchung ist zum Zweck der möglichen Vergleichbarkeit notwendig.

Tab. 2: Darstellung der muskulären Aktivitäten nach Hauptmuskelgruppen getrennt
Das Symbol * weist auf gegensätzliche Aussagen in der Literatur hin

Standphase		
Mm. vasti	Mm. ischiocrurales	M. gluteus maximus
<p>Aktivität beginnt mit Anfang der Standphase (JACOBS & VANINGEN SCHENAU 1992), nach SCHÖLLHORN (1995) Aktivität nur zu Beginn der Standphase.</p> <p>* Bei einigen Autoren bereits Aktivität in vorderer Schwungphase (NOVACHEK 1997). Ziel der Aktivität ist u. a. die Absorption des Landeschocks (MANN 1982; AE et al. 1987, NOVACHEK 1997, 80) und die Vermeidung des zu starken Kniebeugens (SCHÖLLHORN 1995).</p> <p>* GLITSCH (1995) geht von der Funktion des Hauptkinetors in der Standphase aus.</p>	<p>Nach LIU (1993, 9) beugen die Knieflexoren zu Beginn der Standphase das Knie und die Hüftextensoren strecken die Hüfte (erkennbar durch steilen Anstieg der Gelenkmomente der Knieflexoren und Hüftextensoren). Ziel ist die Minimierung der Bremskräfte zu Stützphasenbeginn (aktives Bodenfassen als effektive Nutzung der ischiocruralen Muskulatur)¹⁶. Nach SCHÖLLHORN (1995) zeit die ischiocrurale Muskulatur Aktivität bis kurz vor Abheben des Fußes.</p> <p>TIDOW & WIEMANN (1994, 17) betonen die Aktivierung der Mm. ischiocrurales im Hinterstütz, dies wird als Indiz dafür gewertet, dass ihre Aktivität ausreicht, die für die Erzeugung des Vortriebs notwendige Hüftstreckung während des Vorschwungs zu garantieren (vgl. auch TIDOW & WIEMANN 1994a, 11).</p> <p>Nach SCHÖLLHORN (1995) ist die Restaktivität dieser Muskeln im Hinterstütz ausreichend für das Anfersen.</p>	<p>Kontinuierliche Aktivität während der ganzen Standphase (JACOBS & VANINGEN SCHENAU 1992).</p> <p>* Nach SCHÖLLHORN (1995) ist der M. gluteus maximus nur zu Beginn der Stützphase aktiv.</p>
<p>M. tibialis anterior M. gastrocnemius M. triceps surae</p>	<p>Gesteigerte Plantarflexion nach Fußaufsatz (JACOBS & VANINGEN SCHENAU 1992). Über die gesamte Stützphase dominiert am oberen Sprunggelenk ein Moment der Plantarflexoren, das am Stützphasenanfang exzentrisch wirkt und die Absorption des Landesstoßes unterstützt (AE et al. 1987; SCHÖLLHORN 1995). Höchste Aktivität zeigt der M. gastrocnemius im Abdruck vor der Schwungphase (JONHAGEN et al. 1996). * Plantarflexion erfolgt im hinteren Stütz hauptsächlich durch den M. triceps surae (WIEMANN 1986, 27). Ziel der Aktivität dieser Muskelgruppe ist eine Streckung im Knie- und Fußgelenk (SCHÖLLHORN 1995). Hauptaufgabe der Streckung in allen Gelenken ist es nach WIEMANN (1986, 27), den Beschleunigungsweg für die Hüftstreckung zu verlängern.</p>	

¹⁶ TJUPA et al. (1978, in LIU 1993, 9) stellte fest, dass der Geschwindigkeitsverlust während des Bodenkontakts von der Streckphase der Hüftgelenke abhängig ist.

Die Hauptaufgabe in der vorderen Schwungphase besteht in der Absenkung des vorderen Beins zum Boden. Während dieser Aktion stellt der M. vastus lateralis seine Aktivität zunächst ein, da der Kniewinkel auf Grund der Hüftstreckung und der Trägheit des Unterschenkels geöffnet wird (SCHÖLLHORN 1995). „Gleichzeitig wird der M. tibialis anterior aktiv und betont die unterstützende Wirkung des zweigelenkigen Wadenmuskels auf das Kniegelenk“ (SCHÖLLHORN 1995, 42).

Der M. vastus medialis zeigt eine Aktivitätsphase im Vorderschwung zur Vorbereitung des Bodenfassens (Auffangen und Abstützen der Körpermasse). Seine Aktivität fällt in der Stützphase sehr schnell ab. TIDOW & WIEMANN (1994) und WIEMANN & TIDOW (1994a) folgern, dass die innere Spannung, die der M. vastus medialis durch diese kurze Aktivität aufgebaut hat, ausreichend ist, um die Mm. Ischiocrurales bei ihrer Arbeit zu unterstützen. Für eine reflektorische Aktivität, wie sie in einem Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus ca. 20 ms nach einer schnellen Dehnung (in diesem Fall ein leichtes Beugen zu Beginn der Stützphase) auftreten kann, finden die Autoren keine Anhaltspunkte.

AE et al. (1987) sehen die Funktion der Kniebeuger in der Verringerung der Geschwindigkeit des Oberschenkels des vorschwingenden Beins.

Nach WOOD et al. (1987) arbeiten die Knieflexoren dabei exzentrisch, die Hüftextensoren konzentrisch, die mechanische Arbeit leisten die Mm. ischiocrurales.

Um ein zu frühes Beugen des Kniegelenks zu vermeiden und durch einen Fußaufsatz „hinter dem Körper“ die Schrittlänge zu verkürzen, wird der M. vastus lateralis in diesem späten Vorschwung wieder aktiv; er unterstützt das kontrollierte Beugen des Knies. Die Aktivität der ischiocruralen Muskulatur insbesondere des M. biceps femoris, verstärkt die Hüftstreckung und führt dazu, dass bereits vor dem Aufsetzen das gesamte Bein als auch der Unterschenkel entgegen der Laufrichtung nach „hinten“ gezogen wird. Die Aufgabe dieser Abwärtsbewegung („Schwungzugphase“) des Beines ist es, im zukünftigen Stützbein eine hohe, in Bezug zur Hüfte rückwärts gerichtete Drehgeschwindigkeit zu erzeugen, mit welcher das Bein aufgesetzt wird und beinahe übergangslos während der Stützphase unter dem Rumpf nach hinten

gezogen wird¹⁷ (SCHÖLLHORN 1995, 42), um die Bremskraft beim Aufsetzen des Fußes durch aktives Bodenfassen entgegen der Laufrichtung zu reduzieren (LIU 1993, 9).

Können Oberschenkelamputierte Sprinter diese große rückwärts gerichtete Drehgeschwindigkeit des Schwungbeins durch die Hüftstreckmuskulatur erzeugen?

Auch für JACOBS & VANINGEN SCHENAU (1992) ziehen die Mm. ischiocrurales, unterstützt vom M. gluteus maximus das Schwungbein nach unten. AE et al. (1992) stellten in ihren Untersuchungen eine Korrelation zwischen der in Bezug zum Rumpf rückwärtsgerichteten Fußgeschwindigkeit des zukünftigen Stützbeins kurz vor Fußaufsatz und der Sprintgeschwindigkeit fest. Einen Zusammenhang von Kniestreckgeschwindigkeit und Sprintzeit fanden sie jedoch nicht.

Die These von AE et al. (1992), dass die Beinbewegung eine greifende, ziehende Charakteristik mit dem Ziel, den Fuß mit relativ zum Rumpf „rückwärts“ gerichteter Geschwindigkeit aufzusetzen aufweise, wird auch von WIEMANN UND TIDOW (1994) unterstützt, in deren EMG-Messungen bereits 160 ms vor dem Fußaufsatz ein Abschnitt starker Muskelaktivität der Mm. Ischiocrurales zu verzeichnen war. Bereits vor dem Fußaufsatz werden M. gluteus maximus und die Mm. Ischiocrurales aktiviert (TIDOW & WIEMANN 1994). Schon 1986 wies WIEMANN für die Mm. Ischiocrurales eine 100 ms vor dem Fußaufsatz einsetzende Aktivität nach, die erst 60 ms nach Abheben des Fußes endete. Für die Mm. Vasti begann die Aktivität 80 ms vor Bodenkontakt, zudem wies er hohe Werte im ersten Teil der Stützphase für diese Muskelgruppe nach. Die Mm. ischiocrurales sind über die gesamte Phase der dynamischen Abwärtsbewegung des zukünftigen Stützbeins bis zum Anfersen aktiv (WIEMANN 1995, 64). Im gleichen Abschnitt treten auf der kontralateralen Seite die höchsten Aktivitäten der Hüftbeuger auf (M. rectus femoris; M. iliopsoas, M. sartorius, M. tensor fasciae latae, M. adductor magnus). Der Autor misst hohe Beschleunigungswerte beider Beine bis ca. 800 Nm (vgl. Bild 16). Er deutet sie während der Stützphase als Bremsaktionen

¹⁷ WIEMANN & TIDOW (1994) nennen dies auch „Stützzug-Phase“; vgl. Kapitel 1.2.2.

von vorwiegend äußeren Kräften, weil sich keine zutreffenden Muskelaktionen zuordnen lassen.

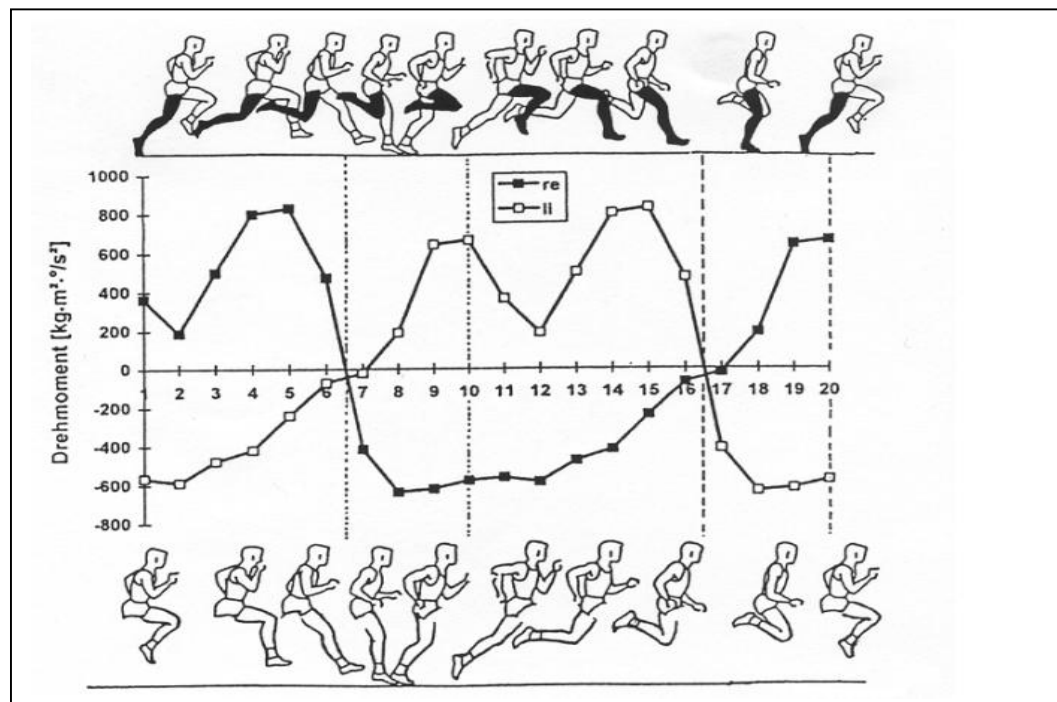


Bild 16: Drehmomente (in Bezug zum Hüftgelenk) des rechten (re.) und linken (li.) Beines im Laufe eines Sprintschrittzklus. Die Werte resultieren aus Filmanalysen eines deutschen Zehnkämpfers. Positive Werte stellen hüftbeugende, negative hüftstreckende Momente dar aus: WIEMANN 1995, 265

Für JACOBS & VAN INGEN SCHENAU (1992, 963) ist die summierte Streckaktivität des *M. gluteus maximus* und der *M. ischiocrurales* und die relativ geringe Aktivität des *M. rectus femoris* Erklärung für das muskuläre Streckmoment in der Hüfte vom Touchdown des Stützfußes bis ca. 100 ms danach. Das abnehmende Streckmoment in der Hüfte, das für die Autoren in ein Beugemoment in der Hüfte übergeht, erklären die Autoren über eine abnehmende Aktivität der *Mm. ischiocrurales* und eine zunehmende Aktivität des *M. rectus femoris*. Der Wechsel im Hüftmoment soll einer Veränderung der Winkelgeschwindigkeit des Rumpfes nach der Standphase vorbeugen.

Das Anfersen in der hinteren Schwungphase erfolgt durch die Restaktivität der ischiocruralen Muskulatur und die Trägheit des Unterschenkels (SCHÖLLHORN 1995, 41). Mit dem Kniehub (eingeleitet durch die Aktivität des *M. rectus femoris* als Hüftbeuger direkt nach Lösen des Bodenkontakts) wird der

Kniewinkel verkleinert. Für die Autoren erfolgt das Anfersen hauptsächlich passiv. VARDAXIS & HOSHIZAKI (1989) gehen davon aus, dass die Hüftgelenksmuskeln in dieser Phase als Krafterzeuger arbeiten. Wie bereits auf Seite 54 gezeigt, dominieren für GLITSCH (1995, 110) die ischiocruralen Muskeln erst, wenn die Kniebeugung verstärkt einsetzt, nicht in der vorherigen Stützphase.

Abschließend beschreiben WIEMANN & TIDOW (1994) einzelne Muskeln / Muskelgruppen gesondert, denen sie eine besondere Rolle im Sprintlauf zuordnen. Sie sollen kurz dargestellt und auf ihre Funktion für den Sprint Oberschenkelamputierter Athleten diskutiert werden.

Obleich der große Gesäßmuskel (M. gluteus maximus) als einer der Kinetoren gilt, sehen WIEMANN & TIDOW (1994a) seine Beteiligung eher auf die fixatorische Wirkung seiner mittleren Fasern zwecks Vermeidung eines durch die Schwerkraft bedingten Abkippen der Beckenseite gegenüber dem Standbein beschränkt. In EMG-Messungen wiesen sie nach, dass die Muskelaktivität des M. gluteus maximus bereits beim Vorbringen des Unterschenkels in der vorderen Schwungphase einsetzt und die gesamte Phase des „Schwungzuges und des Stützfassens (oder. Vordere Schwungphase, Vorderstütz; Anm. d. Verf.) anhält¹⁸. Er unterstützt damit zwar die Hüftstreckung, zusätzlich erfüllt er aber in der Standphase Stabilisationsaufgaben, indem er verhindert, dass das Becken der Schwungbeinseite durch den Einfluss der Schwerkraft nach unten sinkt. Ebenso verhält es sich mit dem M. adductor longus, der am Ast des Sitzbeins und am inneren Gelenkknorren des Oberschenkels ansetzt. Er gilt zwar bei stärker angewinkelter Hüfte als ausgesprochener Hüftstreckmuskel, auf Grund seines Verlaufs verliert er aber im Zuge der Hüftstreckung seinen Einfluss auf die Streckbewegung.

Eine besondere, bislang wenig berücksichtigte Bedeutung haben nach WIEMANN UND TIDOW (1994, 1994a) auch die Adduktoren beim Sprint. Nach

¹⁸ Auf die unterschiedliche Sichtweise dieser Aussage wurde bereits in der Tabelle 2 eingegangen.

Meinung der Autoren bildet der **M. adductor magnus**¹⁹ zusammen mit dem M. gluteus maximus eine zügelartige Muskelschlinge, die das Bein während des Sprintschritts aktiv-dynamisch abwärts bewegt und eine große, rückwärts gerichtete Auftreffgeschwindigkeit des Fußes bedingt. Dieser Zügel unterstützt die Arbeit der Mm. Ischiocrurales, die allerdings wegen ihrer konstanten Aktivität während der gesamten Bewegungsphase eine größere Bedeutung für den Vortrieb haben. Das zeigt sich durch den nahezu konstanten Anstrengungsgrad der Mm. Ischiocrurales im EMG vom Ende des Kniehubs über das Stützfassen bis zum Anfersen (TIDOW & WIEMANN 1994; WIEMANN & TIDOW 1994a).

Der M adductor magnus zeigt im Sprintschritt zwei Aktivitätsphasen:

- a) Gleichlaufend mit dem M. gluteus maximus und den Mm. ischiocrurales während der aktiv greifenden Abwärtsbewegung des Beines nach dem Kniehub. Die hüftstreckende Wirkung des M. adductor magnus nimmt mit größer werdendem Hüftwinkel ab; die Zusammenarbeit von M. adductor magnus und M. gluteus maximus endet beim Übergang zur Stützphase, der große Gesäßmuskel unterstützt dann den Vastus medialis in seiner Aufgabe, den Stütz muskulär zu sichern.
- b) Am Ende der Stützphase steigert der M. adductor magnus seine Aktivität wieder bis zum Ende der Hinterschwungphase. Am Stützphasenende hat sich der Oberschenkel so weit nach hinten an der Ursprungsstelle des M. adductor vorbeibewegt, dass dieser nun eine hüftbeugende Wirkung ausübt, die für eine schnellkräftige Vorschwungbewegung genutzt wird.

Der Muskel sichert das Beibehalten der vertikalen Bewegungsebene des jeweils stützlosen Beines, indem er bei der Hüftstreckung den „Innenzügel“ übernimmt, um die abspreizende und außenrotierende Wirkung des Außenzügels (Verursacht durch den M. gluteus) neutralisiert. In der

¹⁹ Auf Grund der besonderen Bedeutung dieses Muskels für den weiteren Verlauf der Arbeit soll er näher beschrieben werden. Er entspringt am Ramus ossis ischii, Ramus inferior ossis pubis und am Tuber ischiadum und setzt am Labium mediale der Linea aspera des oberen und mittleren Femurdrittels sowie am Epicondylus medialis des Femur und der Membrana vastoadductoria an. Seine Funktionen bestehen in der Adduktion, der Außenrotation, Innenrotation des nach außen rotierten Beines (SCHIEBLER et al.1997⁷).

Schwunghubphase arbeitet er kompensatorisch mit dem M. rectus femoris bei der Hüftbeugung zusammen (TIDOW & WIEMANN 1994a).

Die Autoren diskutieren, ob der im Vergleich zu den anderen Muskelgruppen im EMG gezeigte hohe Aktivitätsgrad des M. adductor magnus auf seine außerordentliche Bedeutung hinweist, oder als Indiz dafür gilt, dass er für die auszuführenden Aktionen zu schwach ausgebildet ist (WIEMANN & TIDOW 1994a).

Diese beiden Muskeln könnten auch im Lauf Oberschenkelamputierter für die dynamische Abwärtsbewegung sowie die Fixation des Schwungbeins von Bedeutung sein. Ihre Kraftentwicklung ist dabei u. a. von der Stumpflänge und der Operationstechnik (z. B. adduktorenerhaltender Myodese) abhängig.

1.3.5 Zusammenfassung

Die obigen Ausführungen verdeutlichen, dass bereits im Sprint Nichtamputierter die Bedeutung einzelner Muskelgruppen für den Vortrieb (insbesondere in der Stützphase) unterschiedlich diskutiert wird. Der muskuläre Status ist nach einer Amputation zusätzlich noch verändert und beeinflusst die Bewegungsausführung je nach möglicher Kraftentfaltung einzelner Muskelgruppen. Gehen einzelne Autoren beispielsweise (z. B. LIU 1993, TIDOW & WIEMANN 1994; LEHMANN & VOß 1997) von einer besonderen Bedeutung der Kniestrecker und der Plantarflexoren auf die Gestaltung der ersten Schritte nach dem Start aus, erübrigt sich der Transfer auf den Sprint Oberschenkelamputierter, da die Wadenmuskulatur ganz, die Kniestrecker je nach Amputationshöhe teilresektiert wurden. Der veränderte muskuläre Zustand beeinflusst auch die Dehnungs-Verkürzungs-Zyklen, die sich durch unterschiedliche Muskelaktion im Sprint Nichtamputierter ergeben. So ist auf Grund der nicht vorhandenen Wadenmuskulatur beim Amputierten keine aktive Fußgelenksarbeit in der vorderen Schwungphase zur Verbesserung des horizontalen Vortriebs (SCHÖLLHORN 1995) mehr möglich. Die Funktion der Wadenmuskulatur muss von der Prothese übernommen werden. Es stellt sich auch die Frage, wie der amputierte Athlet die Dehnungsgeschwindigkeit der

Mm. Ischiocrurales und der Gesäßmuskulatur steigern kann, um durch die vergrößerte Kraftentwicklung das Schwungbein schneller nach vorne-unten durchzuschwingen.

Die Diskussion um die Bedeutung der Mm. Ischiocrurales versus der Mm. vasti als Kinetoren in der Stützphase wird durch die Tatsache beeinflusst, dass die Gestaltung der Standphase im Lauf amputierter Sportler hauptsächlich von den Eigenschaften des verwendeten Prothesenmaterials (z. B. energiespeichernden Fußkonstruktionen, Rückstellkraft der Carbonfeder in der Sprintprothese) abhängt. Es ist auch zu analysieren, wie stark das Anfersen im Hinterstütz von der Restaktivität der Hüftstreckmuskulatur abhängt und von mechanischen Reaktionen der Prothese (Erzeugung eines kniebeugenden Moments im Kniegelenk) beeinflusst wird.

In der vorliegenden Arbeit wird davon ausgegangen, dass der amputierte Athlet die Schwungphase besser muskulär steuern und somit Einfluss auf die Schrittgestaltung nehmen kann, als dies in der Standphase möglich ist. Allerdings müssen auch dabei die Eigenschaften des Prothesenmaterials (z. B. Gewicht, Segmentenschwerpunkte der einzelnen Modularpassteile, Drehpunkte allgemein) berücksichtigt werden.

Die Muskelaktivität besonders in der vorderen Schwungphase ist von vielen Autoren für den Sprint Nichtamputierter beschrieben worden. Die Bedeutung der Mm. ischiocrurales als Hauptkinetor zum Absenken des Schwungbeines nach unten ist - im Gegensatz zu ihrer Funktion in der Stützphase unbestritten (AE et al. 1992; JACOBS & VANINGEN SCHENAU 1992; TIDOW & WIEMANN 1994; GLITSCH 1995 u.a.). Die Autoren gehen davon aus, dass die hohen horizontalen Greif- oder Zugbewegungen durch ischiocrurale Muskulatur initiiert werden. Die rückwärts gerichtete Fußgeschwindigkeit des zum Stützbein werdenden Beins ist ein leistungsbestimmender Parameter, welcher die Effektivität der Sprintbewegung mit hoher horizontaler Geschwindigkeit bestimmt. Nach LEHMANN & VOSS (1998, 21) können diese Greifbewegungen nur in der vorderen Schwungphase generiert werden.

Für die amputierten Sprinter stellt sich ebenfalls die Frage nach der Bedeutung dieser Muskelgruppe in der vorderen Schwungphase, zumal eine muskulär feinkoordinierte Beuge- und Streckaktivität im Kniegelenk zur

Landevorbereitung auf Grund fehlender Kniestreck- und Beugesehen unmöglich ist. Die Kniewinkelöffnung ist durch die Trägheit des Unterschenkels und den Extension- und Flexionswiderstand im Kniegelenk bestimmt und kann nicht mehr durch die Kniegelenksmuskulatur gesteuert werden.

Interessant ist auch die Frage, ob der M. adductor magnus in Verbindung mit dem M. gluteus maximus je nach noch möglicher Kraftentfaltung zur Unterstützung der Abwärtsbewegung des Beines aktiviert werden kann.

Die Kraftentwicklung der einzelnen Muskeln hängt dabei entscheidend davon ab, auf welcher Höhe die Amputation durchgeführt wurde, d. h. wie lang der verbleibende Hebelarm des Einzelmuskels noch ist und welche Muskeln ganz resektiert wurden (z. B. die Semimuskeln der Mm. ischiocrurales). Auch die angewandte Operationstechnik ist entscheidend (z. B. Erhalt des muskulären Gleichgewichts von Adduktoren und Abduktoren nach adduktorenerhaltender Myodese). Wichtig für die Kraftentfaltung ist die mechanische Fixierung sowie die Athropie einzelner Muskeln als Folge einer entstandenen muskulären Dysbalance nach Amputation. Es muss deshalb bei den amputierten Athleten von einem jeweils sehr individuellen muskulären Status ausgegangen werden.

1.4 Die Modellierung in der Biomechanik

Die Modellierung nimmt in der Biomechanik einen immer wichtigeren Stellenwert in der Methodenentwicklung ein. SCHMALZ (1999, 89) spricht in diesem Zusammenhang von einem „(...) internationalen Trend [in] der Entwicklung der Biomechanik²⁰“.

Modelle weisen sich durch die Eigenschaft aus, dass zwischen dem Original und dem Modell eine Ähnlichkeit in wichtigen Eigenschaften besteht, so dass am Modell berechnete Ergebnisse auf das Original übertragbar sind: „[a] model is an attempt to represent reality“ (NIGG & HERZOG 1994, 368).

Gegenstand der biomechanischen Modellierung sind die Leistungsbiomechanik, die Präventive und die Anthropometrische Biomechanik (Ballreich 1996, 119). Modelle werden zur Belastungsanalyse (MORLOCK et al. 1996; PEIKENKAMP 1996; PEIKENKAMP et al. 2002) sowie zur Optimierung menschlicher Bewegungen herangezogen, wobei i. d. R. Muskelkraftbestimmungen im Vordergrund stehen (z. B. „Hillmodell“ oder das Modell nach SOEST und Mitarbeitern, in: JACOBS et al. 1996; vgl. SUST 1993; SHAN 1999; SPÄGELE 1998; SPÄGELE et al. 1999). Diese Bewegungssimulationen dienen der Beschreibung physiologischer Prozesse durch Differentialgleichungen, um die Eigenschaften von Muskeln und Sehnen zu beschreiben (SCHMALZ 1993; WANK & BLICKHAN 1995).

Als Modellformen können reine Gedankenmodelle wie z. B. Arbeitshypothesen, mathematische Modelle oder körperliche Modelle unterschieden werden. Körpermodelle lassen sich in starre Körpermodelle (z. B. das Hanavan'sche Modell) und Deformationselement-Modelle (Feder-Masse-Modell; Finite-Element-Modell) einteilen. Beim ersten sind die Segmente fest, während sie sich im zweiten Modell verformen lassen.

ZSCHORLICH (1997, 117) beschreibt hinsichtlich der Modellierung großmotorischer Bewegungen u. a. einen so genannten „Primär physikalisch-mechanischer Ansatz“, den er in die reine Starrkörper-Modellierung, die

²⁰ Zur Vertiefung sei auf das Kapitel 4 „Modelling“ bei NIGG & HERZOG (1994) verwiesen.

Modellierung mit Masse-Feder-Systemen und in die Modellierung mit sogenannten Schwabbelmassen unterteilt.

Diesem Ansatz können geometrische Bewegungsmodelle wie z. B. Segmentmodelle zugeordnet werden, um Bewegungsabläufe zu simulieren. Bei dem dieser Arbeit zu Grunde liegenden Modell handelt es sich um ein dreisegmentiges, zweidimensionales geometrisches Bewegungsmodell.

BALLREICH (1996) unterscheidet in der Modellmethode vier Arbeitsschritte:

- 1) Problemformulierung
- 2) Modellkonstruktion
- 3) Modellüberprüfung
- 4) Modellsimulation.

Die **Problemformulierung** gibt Auskunft darüber, wovon etwas Modell ist oder was untersucht werden soll (Modelloriginal), wozu es dient (Modellzweck) und für wen es bestimmt ist (Benutzerbezug).

Die **Modellkonstruktion** beinhaltet die Wahl des Modellansatzes, die Bestimmung und Auswahl der das Modell beschreibenden Variablen, die Datenbeschaffung zur näheren quantitativen Bestimmung der Modellvariablen und die Erstellung der Relation zwischen diesen.

Bei der Wahl des Modellansatzes müssen das Modellkonzept (datenbasiert-theoriebasiert) und die Modellform (deterministisch / indeterministisch) bestimmt werden.

Der datenbasierte Ansatz zeichnet sich durch das Vorgehen aus, mit problemadäquaten Versuchsanordnungen eine möglichst umfassende und detaillierte Menge potentieller Einflußgrößen des Originals auszuwählen. Der theoriebasierte Ansatz verwendet Informationen aus dem theoretischen Umfeld des Modelloriginals über Modellvariablen und funktionale Zusammenhänge.

Mit der Wahl der Modellform muss entschieden werden, ob der Zufallscharakter biomechanischer Beobachtungsgrößen zu berücksichtigen ist. Trifft dies zu, wird die indeterministische Modellform, sonst die deterministische Modellform gewählt. Im indeterministischen Modell wird die biomechanische Beobachtungsgröße in einem bestimmten Intervall durch unkontrollierbare Einflüsse zu einer Zufallsgröße. Die beiden Modellformen schließen einander nicht aus, sondern können sich im Rahmen der Modellierung ergänzen.

Die Auswahl der Modellvariablen ist vom Modellzweck, vom Modellkonzept und von der Modellform abhängig.

Für die Konstruktion und die Modellüberprüfung sind empirische Daten notwendig. Die Datenerhebung kann als ein Teilaspekt der Modellkonstruktion gelten.

Ein weiterer wichtiger Konstruktionsschritt ist die Erstellung der Relationen zwischen den Modellvariablen, dabei sind verschiedene Lösungsansätze in Abhängigkeit vom theorie- oder datenbasierten Modellkonzept denkbar. Beim ausschließlich theoriebasierten Ansatz greift man auf Zusammenhänge zwischen mechanischen Größen zurück, beim datenbasierten Ansatz steht die Regressionsanalyse zur Verfügung (BALLREICH 1996).

Bei der Modellkonstruktion muss außerdem entschieden werden, inwieweit eine Modellvereinfachung (Weglassen und Modifikationen von Elementen des Originals) notwendig oder möglich ist. Einerseits besteht in der Vereinfachung die Gefahr, dass das Modell die Realität nicht mehr ausreichend beschreibt (NIGG & HERZOG 1994, 369), andererseits erhöht eine zunehmende Modellkomplexität die modellimmanente Irrtumswahrscheinlichkeit. Vor- und Nachteile müssen für jedes Modell sorgfältig gegeneinander abgewogen werden. Um einzuschätzen, inwiefern das Konstrukt dem abzubildenden Sachverhalt gerecht wird, müssen die Einschränkungen des Modells kenntlich gemacht werden.

An die Modellkonstruktion schließt sich die **Modellüberprüfung** an. Dazu wird die Gültigkeit des Modells bestimmt, d. h. die am Original gewonnenen Daten werden als Eingangsgrößen ins Modell eingegeben und die Ergebnisse mit den gemessenen Zielgrößen des Originals verglichen.

Die Differenz der Werte zwischen Original und Modell gilt als Prüfkriterium. Liegen die Abweichungen in einem vorher bestimmten Toleranzbereich, ist die Modellierung beendet. Zu hohe Abweichungen werden mit einer Modellrevision geahndet. Der zulässige Abweichungsgrad ist vom Modellzweck und dem Entwickler abhängig (BALLREICH 1996).

Das Experimentieren mit dem Modell, die **Modellsimulation**, ist der letzte Schritt. Durch die Simulation wird der Modellzweck realisiert. Es werden Informationen über die Auswirkung der Variation, der Einfluss auf die Zielgröße gewonnen. Die Veränderung der Einflußgrößen ist eingeschränkt, denn wenn realistische Modellresultate erwünscht sind, muss die Variationsbreite mit den empirisch gewonnenen Daten verglichen werden.

Bevor das dieser Arbeit zu Grunde liegende Modelloriginal (Schwungphase des Prothesenbeins im schnellen Lauf) und der Modellzweck (Verkürzung der Schwungphase zur Vergrößerung der Laufgeschwindigkeit) in Kapitel 2.1.1 vorgestellt wird, zeigt eine kurze Literaturrecherche, ob bereits diesbezügliche Modelle vorliegen:

Der Sprint war bereits frühzeitig Gegenstand biomechanischer Analysen und mathematischer Beschreibungen (vgl. z. B. BALLREICH 1969, BALLREICH & KUHLOW 1980; VAUGHAN & MATRAVERS 1977; BAUMANN et al. 1986), wobei vordergründig die Laufgeschwindigkeit und deren Abhängigkeit von Schrittfrequenz und Schrittlänge mathematisch dargestellt werden (vgl. auch HUGH 1985). Neben den Faktoren Schrittfrequenz- und Schrittlänge und deren individuell optimales Verhältnis zueinander werden auch weitere Einflussgrößen auf die Laufgeschwindigkeit in einzelnen Schrittphasen modelliert. Die Abhängigkeit von Laufgeschwindigkeit und mechanischer Parameter des Stützbeines während der Standphase erklärt BLICKHAN (1989) beispielsweise mit Hilfe des Feder-Masse Modells. Das planare Masse-Feder-System wird häufig verwendet, um die Dynamik der Laufbewegung zu beschreiben (vgl. SEIFARTH et al. 1999). FUCHS & LAMES (1990) berechnen unter der Zielsetzung der statistischen Modellierung des Wettkampfverhaltens im Sprint den Zusammenhang zwischen Geschwindigkeit und Zeit durch nichtlineare

Regression. Die Bestimmung der direkten Auswirkungen von Segmentbewegungen auf die Laufgeschwindigkeit durch den linear dynamischen Ansatz findet sich bei OGISO et al. (1998).

SELBI & CHAPMANN (1987) hatte bereits anhand eines mathematischen, zweidimensionalen Modells eines Beins im Lauf überprüft, dass im Lauf die Kinematik eines Beins durch inverse dynamische Analyse reproduzierbar ist.

Bei LIU (1993) findet sich eine biomechanische Modellierung auf Basis der Lagrange'schen Mechanik. Der Autor weist mittels Bewegungssimulationen nach, dass bereits minimale Veränderungen der Bewegungsausführung eine Leistungssteigerung im Sinne der Maximierung der Laufgeschwindigkeit bewirken. SCHÖLLHORN (in: BALLREICH & BAUMANN 1996, 161) stellt ein Klassifikationsmodell zum Sprint vor, welches einen quantitativen Strukturvergleich von Laufsritten ermöglicht.

Eine detaillierte Aufführung aller Untersuchungen, die durch Modellierungen und Simulation den leichtathletischen Kurzstreckenlauf optimieren möchten, würde an dieser Stelle zu weit führen, da der Sprint Oberschenkelamputierter Athleten von Interesse ist. Deshalb soll kurz auf die Fragestellung eingegangen werden, ob dieser bereits Gegenstand biomechanischer Modellierungen ist.

Es finden sich zwar Untersuchungen, in denen die Bewegung insbesondere des Prothesenbeines mathematisch beschrieben werden (z. B. Darstellung der unteren Extremität als Pendel bei WINTER et al. 1993).

Bei näherer Betrachtung fällt jedoch auf, dass sich die bereits in Kapitel 1.1.1 dargestellten Tendenzen in der Beinprothetik auch hinsichtlich der Modellierung zeigen:

a) Mathematische Modelle und Berechnungen dienen auch hier dazu, die **Materialeigenschaften** der Prothese im Sinne einer Ökonomisierung des Gangbildes **zu verbessern**. ALLARD et al. (1995) modellierte beispielsweise mit Hilfe der Finite-Element-Methode das Abrollverhalten eines energiespeichernden Prothesenfußes (SPACE-Foot). Weitere Modellansätze und Simulationsrechnungen zur Prothesenoptimierung wurden auch von POPOVIC et al. 1995) entwickelt und durchgeführt.

b) Simulationsrechnungen zur Kinematik der Prothesenseite, insbesondere in der Schwungphase finden sich u.a. bei TSAI & MANSOUR 1986, VAN DE VEEN et al. 1987, PATIL & CHAKRABORTY 1991; GITTER 1997 u. a.

Sie dienen dazu, die konditionell-energetischen Einflußgrößen auf die Schrittgestaltung der Prothetiker zu verändern und damit das Gangbild zu „normalisieren“ (MOHAN et al. 1992). Im Vordergrund der Berechnungen steht wiederum die Gestaltung des **Gangs**, nicht des Laufs.

Modelle, welche die Sprintbewegung oberschenkelamputierter Athleten oder Simulationsrechnungen zur Optimierung dieser Sprinttechnik beschreiben, sind noch nicht bekannt.

2 Methodik

Bislang ist noch nicht geklärt, bei welchen Kriterien positive Veränderungen möglich sind, d. h. wo Leistungsreserven verborgen liegen. Das Sichten der Literatur ergab zwar sporadische Hinweise, die Übertragbarkeit auf den Lauf Oberschenkelamputierter ist aber kritisch. Die folgende Ausführung soll Hinweise geben und dazu führen, einige wenige der möglichen Parameter auszuwählen und empirisch und modellierend deren Änderungspotential und in der Folge das Potential zur Vergrößerung der Laufgeschwindigkeit Amputierter auszuloten.

2.1 Parameter

Als leistungsbestimmende Kriterien, im Folgenden auch Parameter genannt, werden nach NICOL (1999) und NICOL & PEIKENKAMP (2000) einfache, komplexe oder multiple Größen bezeichnet, mit denen sich die Zielstellung der Untersuchung realisieren lässt. NOLAN & LEES (2000, 1638) bezeichnen diese Größen als „key variables“. Unterschieden werden u. a. einfache Parameter (ein einzelner Parameter beschreibt einen einzelnen Aspekt der Messung, z. B. das Kraftmaximum) von komplexen Parametern (Kombination aus Einzelparametern wie der Kraftrate und des Maximums zur Abschätzung von auftretenden Belastungen). NICOL & PEIKENKAMP (2000, 13) weisen auf die sorgfältige Auswahl der Parameter bereits vor Beginn einer empirischen Untersuchung hin. In der vorliegenden Untersuchung sind die Parameter bislang nach dem historischen Ansatz („historical approach“) bestimmt worden, was sich nur als bedingt effektiv erwies. In der empirischen Untersuchung wird u. a. der Vergleichsansatz („comparison approach“) berücksichtigt, da erhaltene und Prothesenseite miteinander verglichen werden. Auftretende Asymmetrien sollen dabei nicht behoben sondern auf ihr Leistungspotential untersucht werden. Bei der Modellierung wird nach dem Modellansatz („modelling approach“) verfahren (vgl. NICOL 1999, 531 und NICOL & PEIKENKAMP 2000, 14 f).

2.1.1 Modellansatz zur Vergrößerung der Laufgeschwindigkeit

Die Laufgeschwindigkeit (v) wird dadurch bestimmt, in welcher Zeit (t) eine bestimmte Strecke (s) durchquert wird ($v = s/t$). Beim Sprint wird die Durchschnittsgeschwindigkeit v als Quotient von Strecke und dafür benötigter Zeit definiert. Unter der Annahme, dass Schrittlänge und Schrittfrequenz für jeden Schritt konstant sind, kann die Laufgeschwindigkeit v als Quotient eines Doppelschritts (SL) und der Dauer eines Doppelschritts (SD) beschrieben werden. Die Länge eines Doppelschritts (SL) setzt sich aus der Länge der Stützphase ($L_{\text{Stützphase}}$) und der Länge der Schwungphase ($L_{\text{Schwungphase}}$) zusammen. Die Länge der Stützphase kann auch als Abroll-Länge des Fußes ($L_{\text{Fuß}}$) bezeichnet werden. Die Dauer eines Doppelschritts (SD) setzt sich aus der Dauer der Stützphase ($D_{\text{Stützphase}}$) und der Dauer der Schwungphase ($D_{\text{Schwungphase}}$) zusammen. Diese wird durch zeitabhängige Funktionen der Gelenkwinkel von Knie und Hüfte ($\alpha(t)_{\text{Knie}}$; $\alpha(t)_{\text{Hüfte}}$) von Landung bis Abprung bzw. von Abprung bis Landung bestimmt (Bild 17):

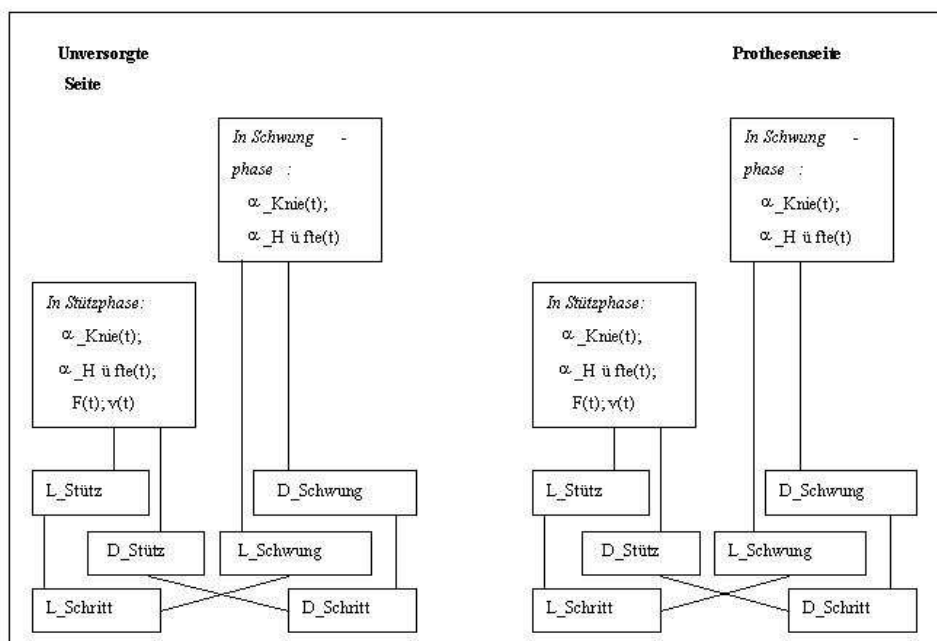


Bild 17: Flussdiagramm zur Laufgeschwindigkeit

Unter der Annahme, dass die Schrittlänge konstant gehalten oder nur moderat verkleinert wird, kann eine Verkleinerung der Schrittdauer eine Vergrößerung der Laufgeschwindigkeit bewirken.

2.1.2 Die Schwungphasenverkürzung

Das obige Flussdiagramm zeigt, an welchen Parametern Veränderungen vorgenommen werden können, um eine Vergrößerung zu erzielen. Nach diesem Stand sind alle Änderungen gleichberechtigt.

Die Ausführungen zu möglichen Leistungsreserven im Sprint weisen darauf hin, dass Kriterien bislang hauptsächlich aus der Betrachtung der Standphasen abgeleitet wurden. Die Schwungphase stand bislang nicht im Interesse der Forschung. Dabei zeigen gerade die Betrachtungen des „greifenden Laufens“ in Verbindung mit dem muskulären Status nach Oberschenkelamputation, dass in der vorderen Schwungphase mögliche Leistungsreserven zu finden sind, da die erhaltenen Mm. ischiocrurales auf der Prothesenseite u. U. leistungsverbessernde Bewegungsausführungen durch einen schnellen Fußaufsatz und somit einer Schrittfrequenzvergrößerung ermöglichen (vgl. Kapitel 1.3.4).

Dementsprechend soll in der Modellierung die Schwungphase betrachtet werden. Ausgewählt werden dazu Schwungphasen aus dem Beschleunigungsabschnitt:

- a) In diesem Laufabschnitt wird nach Meinung vieler Autoren (MERO et al. 1982; KOZLOV & MURAVEV 1992a) die Geschwindigkeit über eine Frequenzerhöhung gesteigert. LEHMANN & VOSS (1997, 22) gehen davon aus, dass im Nachwuchsbereich eine Geschwindigkeitssteigerung primär über eine Schrittfrequenzerhöhung im Beschleunigungsabschnitt erfolge. Es bietet sich daher an zu überprüfen, ob diese Frequenzerhöhung auch im Beschleunigungsabschnitt des Sprints Oberschenkelamputierter möglich ist und zu einer Geschwindigkeitssteigerung führt.
- b) Schritte aus der Beschleunigungsphase zu betrachten beinhaltet einen Vorteil, den SIMON & SCHÖLLHORN (1995; 1997) beschreiben. Sie erfassen den Kurzstreckenlauf auf Grund bewegungsstruktureller Ähnlichkeiten des Sprintlaufs quantitativ und nicht resultatorientiert über eine Analyse der Verlaufsstruktur von Stützphasen. In ihrem

Bewegungsstrukturvergleich kommen sie dabei zu dem Ergebnis, dass bewegungsstrukturelle Ähnlichkeiten innerhalb der Stützphasen im Maximalgeschwindigkeitsabschnitt kleiner sind als innerhalb der Stützphasen im Beschleunigungsabschnitt. Die Stützphasen der beiden Abschnitte unterscheiden sich nach der clusteranalytischen Differenzierung. Die Lauftechnik im Maximalgeschwindigkeitsabschnitt wird stärker vom individuellen Stil geprägt als die Lauftechnik im Beschleunigungsabschnitt. Die Autoren vermuten, dass im Beschleunigungsabschnitt weniger Spielraum für eine individuelle Technik vorherrscht als im Abschnitt der Maximalgeschwindigkeit. Zum Erhalt der Maximalgeschwindigkeit bestehen scheinbar mehr Stilvarianten als bei der Erzeugung von Geschwindigkeit. Um trotz intraindividuelle Bewegungsausführungen möglichst reproduzierbare Schritte zu erhalten, bietet sich daher die Auswahl von Schritten aus dem Beschleunigungsabschnitt an.

Aus diesen Ausführungen leitet sich folgende Überlegung ab:

Wie kann innerhalb eines Beschleunigungsschritts die Schwungphase so gestaltet werden, dass sich die Schrittfrequenz erhöht und sich damit die Laufgeschwindigkeit vergrößert?

Das Ziel der Arbeit hat sich jetzt dahingehend konkretisiert die Schwungphase des Prothesenbeins zwecks Vergrößerung der Schrittfrequenz zu verkürzen. Diese rein kinematische Zielstellung wird dadurch erreicht, dass die Gründe der Bewegung in Form von Kräften näher betrachtet werden, d. h. die bisher rein kinematische Methodik wird durch eine kinetische ergänzt.

In den folgenden Simulationen wird die Schwungphase der Prothese betrachtet.

Im Modell wird der Verlauf des Gelenkwinkels des künstlichen Prothesenknie bestimmt durch technische Parameter: der Federkonstanten K , der Dämpferkonstanten D , einem konstanten Drehmoment M_k sowie einem nicht konstanten Drehmoment M_{nk} . ($M_{Knie_konstruiert}$). Der Hüftwinkel wird ebenfalls durch ein konstantes Drehmoment M_k und einem nicht konstanten

Drehmoment M_{nk} ($M_{\text{Hüfte_konstruiert}}$) beschrieben. Diese Parameter werden in Kapitel 2.3 noch ausführlich dargestellt.

Im Folgenden wird die Dauer einer Flugphase verringert, indem die Schwungphase verkürzt wird. Dies würde im Gesamtergebnis zu einer reduzierten 100 m - Endzeit führen. Es werden folgende Vereinfachungen vorausgesetzt:

- Die Schrittlänge bleibt für jeden Schritt konstant
- Es wird ausschließlich die Prothesenseite betrachtet. Ein modifiziertes Verhalten der unversorgten Seite (Standphase) auf Veränderungen der Parameter der Prothese wird erwartet. Es wird aber davon ausgegangen, dass der Athlet die Einflüsse durch ein entsprechendes Bewegungstraining kompensieren kann.

Die Landung ist definiert als die Bodenberührung durch den Fuß, prinzipiell kann dies in unterschiedlicher Haltung und damit mit unterschiedlichen Gelenkwinkeln geschehen. Die einzige Bedingung ist, dass die durch die vertikalen Höhen der Teilkörperschwerpunkte determinierte Höhe des KSP zum Zeitpunkt der Landung gleich der des Originals ist. Andererseits ist der Spielraum für die Gelenkwinkel bei der Landung nicht groß und man kann davon ausgehen, dass der Läufer bei der von ihm gewählten Landebedingung in seinem individuellen Optimum arbeitet. Daher stellen wir an die Landung des Modells die folgenden Bedingungen:

- 1) Der Kniewinkel muss dem des Originals entsprechen.
- 2) Der Hüftwinkel muss dem des Originals entsprechen.
- 3) Zum Zeitpunkt der Landung ist die durch die vertikalen Höhen der Teilkörperschwerpunkte determinierte Höhe des KSP gleich der des Originals. Trifft 1. und 2. zu, sind die KSP-Höhen von Original und Modell gleich.
- 4) Das Nettomoment (s. Kapitel 2.3.4) im Knie ist zum Zeitpunkt der Landung groß genug, um einen sicheren Stand zu gewährleisten (Bild 21).

Diese vier Bedingungen 1) – 4) werden im Folgenden veranschaulicht:

Zu 1): Wie bereits in Kapitel 1.2.4 angesprochen, stellen die Athleten häufig aus Sicherheitsgründen ihre Kniekinematik so ein, dass das Prothesenbein bereits längere Zeit vor der Landung zu Streckung kommt. Dies widerspricht der Bewegungsökonomie Nichtbehinderter, da dadurch ein Großteil der Schwungphase mit gestrecktem Knie, d. h. mit sehr großem Trägheitsmoment zurückgelegt werden muss. Hier scheint also eine Leistungsreserve zu liegen: Es sollte durch Änderung der Prothesendaten gelingen, das Knie länger in der Beugung zu halten. Der derzeitige vermutete Kniewinkelverlauf und der angestrebte Verlauf sind in Bild 18 wieder gegeben:

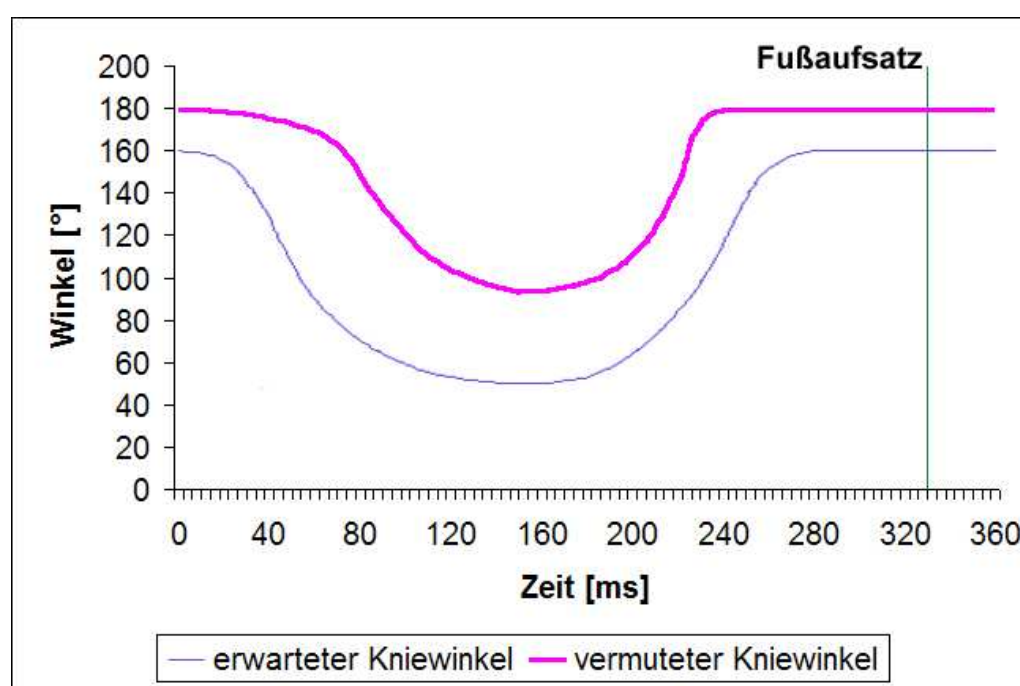


Bild 18: Vermuteter und angestrebter Kniewinkelverlauf

Zu 2): Als Ergebnis der ökonomischen Knieführung wird erwartet, dass das vorhandene Hüftdrehmoment in der Lage ist, das Prothesenbein in kürzerer Zeit nach vorne zu bringen, das heißt in unserer Terminologie den Hüftlandewinkel früher zu erreichen. Dieses ist in den Bildern 19 und 20 dargestellt:

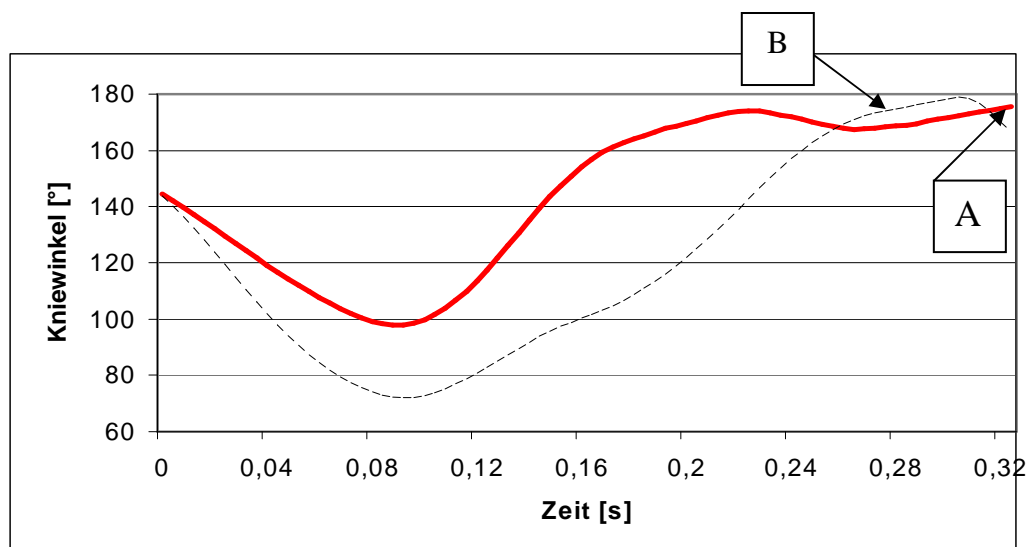


Bild 19: Originaler und simulierter Kniewinkelverlauf

— = Originalverlauf - - - - - = optimierter Verlauf

Punkt A bezeichnet die Winkelstellung des Knies zum Zeitpunkt der Landung,

Punkt B stellt die gleiche, aber früher erreichbare Winkelstellung des Knies im optimierten Kniewinkelverlauf dar

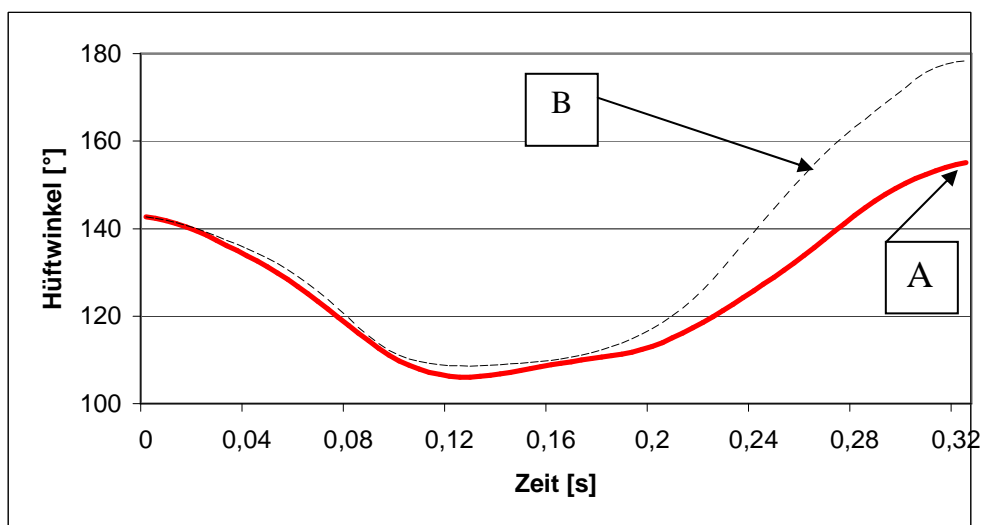


Bild 20 : Originaler und simulierter Hüftwinkelverlauf

— = Originalverlauf - - - - - = optimierter Verlauf

Punkt A bezeichnet die Winkelstellung der Hüfte zum Zeitpunkt der Landung,

Punkt B stellt die gleiche, aber früher erreichbare Winkelstellung der Hüfte im optimierten Kniewinkelverlauf dar

In beiden Bildern ist jeweils eine komplette Schwungphase dargestellt. Im Bild 19 erreicht der Proband im gemessenen Originalwinkelverlauf des Knies das Ende der Schwungphase nach 323 ms (Punkt A). Die zu diesem Zeitpunkt eingenommene Winkelposition erreicht der Proband erstmalig nach 220 ms, zu

diesem Zeitpunkt ist die Landung noch unmöglich, da die Hüfte noch nicht landebereit ist.

Punkt B bezeichnet den Zeitpunkt, an dem der simulierte Kniewinkelverlauf den Wert des Originalkniewinkels erreicht, in diesem Fall bereits 48 ms früher. Die Schwunghasenverkürzung stellt genau die Differenz zwischen Punkt A und Punkt B dar.

Wendet man dasselbe Verfahren auf das Hüftgelenk an (Bild 20), so ergibt sich bei dem simulierten Verlauf eine Schwunghasenverkürzung um 58 ms. Das bedeutet, die Hüfte ist bereits 10 ms früher landebereit als das Knie. Die Schwunghasenreduzierung beträgt demnach für das Kniegelenk t_1 (48 ms), für das Hüftgelenk t_2 (58 ms). Für die maximal erreichbare Schwunghasendauer wird das Minimum von t_1 und t_2 gewählt, also t_1 (48 ms).

Diese Vorgehensweise begründet sich dadurch, dass

- 1) t_1 die maximal mögliche Reduzierung im Kniegelenk darstellt
- 2) sich die Hüfte, die eigentlich bereits vor dem Kniegelenk landebereit ist, zum Zeitpunkt der Knielandung in einer noch günstigeren Gelenkwinkelstellung befindet.

Zu 3): In erster Näherung sollte man erwarten, dass in dem Fall, dass die Bedingungen 1. und 2. erfüllt sind, auch die KSP-Höhen des jetzigen und des zukünftig zu erreichenden Verlaufs gleich sind, so dass die Bedingung 3. in den Bedingungen 1. und 2. enthalten und damit überflüssig sind.

Berücksichtigt man aber die bereits angedeutete Möglichkeit, dass Rückwirkungen auftreten, d. h., wenn ein Parameter geändert wird, dass dann andere sich ebenfalls ändern, ist nicht auszuschließen, dass eine Änderung der Bewegung des Prothesenbeins zu einem geänderten Absprung führen und damit dazu, dass die KSP-Bedingung 3 nicht mehr erfüllt ist. Es wird aber erwartet, dass dies kein Problem darstellt: Da der Absprung durch das nicht behinderte Bein erzeugt wird, ist davon auszugehen, dass sich dieses den neuen Bedingungen anpasst.

Zu 4): Bild 21 zeigt den Verlauf des Drehmoments im Knie bei einem nicht behinderten Sprinter in der Stützphase:

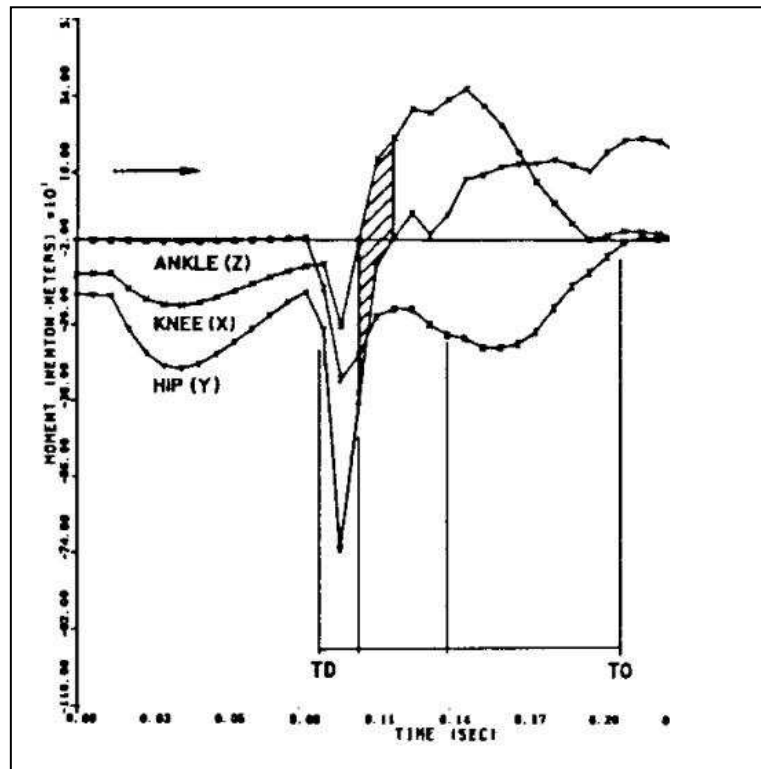


Bild 21: Typische Verläufe des Gelenkmoments am Hüft-, Knie- und Sprunggelenk während der Stützphase beim Sprintlauf

TD: Beginn der Stützphase; TO: Ende der Stützphase

aus: Liu 1993, 8

Der Endwert ist derjenige, der die Standsicherheit zu gewährleisten hat. Es handelt sich bei Oberschenkelprothetikern um ein kniesicherndes, externes, sagittales Streckmoment, das im Durchschnitt 20 Nm beträgt (SCHMALZ et al. 2002; VERNI & GIANNINONI 1996; VAN DER LINDEN et al. 1999).

Nach diesen Überlegungen ist das weitere Vorgehen wie folgt:

Es ist eine kinematische Untersuchung bei amputierten Läufern durchzuführen, die die individuellen Hüft- und Kniewinkelverläufe gemäß Bild 19 und 20 analysiert. Danach sind kinetische Modelle zu rechnen, die über die benötigten Drehmomente im Knie Auskunft geben, die zu den gewünschten Verkürzungen der Schwungphase führen. Diese Modelle sind möglichst so anzusetzen, dass der Orthopädietechniker direkt seine Folgerungen ziehen kann, d. h., dass die in das Modell eingehenden physikalischen Größen ihre Entsprechungen in den

Bauelementen der Prothesen haben. Danach ist klar, wie die Prothese modifiziert werden muss, um zu einer erhöhten Laufgeschwindigkeit zu führen, falls (und dieses ist noch offen) es keine Rückwirkungen gibt, die die Verbesserungen nahezu ganz oder im Extremfall sogar überkompensieren, so dass der Lauf langsamer wird. Dies kann nur durch eine zweite empirische Untersuchung mit den modifizierten Prothesen validiert werden. Die nachfolgende Arbeit gliedert sich also in eine empirische Untersuchung, eine Modellierung mit Modifikationsempfehlung und eine empirische Nachuntersuchung (Fallbeispiel).

Die bisherigen Ausführungen wurden unter dem Aspekt der Simulation dargestellt. Die Literaturrecherche ergab bislang fehlende Laufuntersuchungen Oberschenkelamputierter Sprinter. Zielstellung ist somit auch eine einfache Bewegungsbeschreibung und Beschreibung dynamometrischer Ergebnisse des Laufs Amputierter zu sein. Hierauf muss noch eingegangen werden.

Das folgende Kapitel beinhaltet die Beschreibung der Probanden, des experimentellen Aufbaus sowie der Versuchsdurchführung der Laufstudie. Dasselbe schließt sich für die Modellierung an. Methodik und Durchführung der Nachstudie finden sich am Ende des Kapitels.

2.2 Probanden

In der Bundesrepublik Deutschland finden sich derzeit nur wenige Oberschenkelamputierte Leichtathleten, die ihren Sport auf Wettkampfebene ausüben. Die Rekrutierung der teilnehmenden Probanden gestaltete sich dementsprechend sehr schwierig. Trotz bundesweiter Suche konnten nur drei Leistungssportler für die Studie gewonnen werden, deren Lauf als Sprint zu charakterisieren war. Daher wurde die Suche auch auf Oberschenkelamputierte Breitensportler ausgeweitet. Insgesamt nahmen zehn Probanden und eine Probandin unterschiedlichen Aktivitätsgrads an der Untersuchung teil. In dieser Teilnehmerzahl spiegelt sich die Tendenz in der Chirurgie wieder, möglichst

knieerhaltend zu operieren. Ist keine Unterschenkelamputation mehr möglich, wird i. d. R. eine Knieexartikulation der Oberschenkelamputation vorgezogen. Die Daten der Leistungssportler bilden die Inputvariablen in der sich anschließenden Modellierung.

Das Prothesenmaterial (s. Tabelle 3) variierte gemäß der Anpassung an Größe, Gewicht und Aktivitätsgrad unterschiedlich:

Tab. 3: Anthropometrische Daten der Probanden und Angaben zum verwendeten Prothesenmaterial

m = männlich; w = weiblich; Os = Oberschenkelamputation; Kx = Knieexartikulation

m/w	Amputation	Alter	Größe (cm)	Gewicht (kg)	Schaft	Knie	Fuß
m	Kx	32	178	71	Carbonfaser Container	Otto Bock 3R46, V4A Anschläge	Flex-sprint Kat.5
m	Os	27	189	72	Quer-oval /Holz	Active Line (Otto Bock)	Flex-foot
m	Kx	29	181	81,5	Knieex-schaft	3R46 (Otto Bock), Anstellwinkel 25°	Flex-sprint Version I
m	Os	28	187	60	CAT-CAM	Endolite	Flex-walk
m	Os	45	180	72	Kunststoff Hart-Schaft	3 R 80	Flex-walk II
m	Os	44	176	80	CAT – CAM	Endolite	Flex-walk
m	Os	31	181	70	Modular Gießharz Container	3 R 46	Dynamik pro
m	Os	35	184	81	Längs-oval	3 R 45	Flex-foot
m	Os	38	186	83	Saugschaft	CA-TECH Hydraulik	Flex-foot
m	Os	35	183	71	Container Weichwand-system	Einachsige Kontruktion mit CA-Tech-Hydraulik	Flex-sprint
w	Os	21	160	42	Carbon-schaft - Spangentechnik	3 R 80	Carbon – Copy - High performance

Alle Probanden trugen auch über dem Prothesenfuß einen Laufschuh bzw. Spikes. Die Spitze der Prothesenfeder (Flex-Sprint) war am Aufsatzpunkt ebenfalls in einen Spike eingebettet (oder mit Spikes unterklebt).

2.3 Untersuchungsdesign Laufstudie

Die Laufuntersuchung wurde im Sommer 1998 in der Leichtathletikhalle des Fachbereichs 07 (Psychologie und Sportwissenschaft) an der WWU-Münster durchgeführt.

Zur primären Datenerfassung wurden zwei Hochfrequenz-Videokameras (250 Hz) benutzt. Die Videodaten wurden als Analogsignale auf einem SVHS-Videorecorder zwischengespeichert und nach der Digitalisierung mit der Auswertesoftware winanalyze® der Firma Mikromak (Erlangen) weiterverarbeitet. Die Daten der dreigeteilten, dreidimensionalen Kraftmessplattform (Gesamtmessfläche $240 \times 80 \text{ cm}^2$, Resonanzfrequenz 150 Hz) wurden mit der Software Flexpro® bearbeitet. Die limitierende Größe ist die Resonanzfrequenz der Platten mit 150 Hertz, deren Informationsgehalt mit 300 Hertz voll erfasst wird. Das experimentelle Versuchs-set-up ist in Bild 22 dargestellt. Der Abstand vom Probanden zur Kamera betrug dabei 9,5 m, was einen Bildausschnitt von 3,6 m ergab. Dies ermöglichte die synchrone Erfassung dynamischer und kinematischer Parameter von maximal drei sukzessiven Schritten.

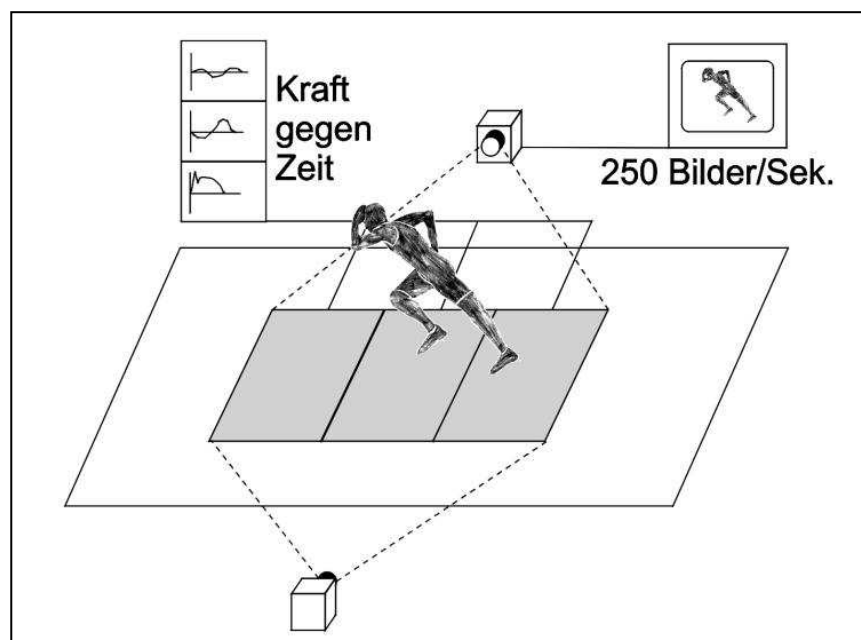


Bild 22: Experimentelles Versuchs-set-up mit Hochfrequenz-Kameras und Kraftmessplattform
aus: BOHN 1999, 90.

Für die Videoaufnahmen wurden von der Versuchsleiterin reflektierende Marker aus einer Spezialfolie auf die zuvor von ihr palpieren Gelenkpunkte geklebt (Tab. 4):

Tab. 4: Markerpositionierung auf erhaltener Seite und Prothesenseite

Erhaltene Seite

1. acromion
2. trochanter major
3. epicondylus lateralis femoris
4. malleolus lateralis
5. metatarsale V, lateraler Rand

Prothesenseite

- a) unter Verwendung eines Prothesenfußes (z.B. Carbon-Copy):
s. unversehrte Seite
- b) unter Verwendung der Carbonfeder (flex - sprint)
 1. acromion
 2. trochanter major
 3. virtueller Drehpunkt (distaler Schaft) sowie weitere Marker am Knie
(Drehpunkt, distales Knieende – Übergang Adapter)
 4. Ende der Prothesenrundung
 5. Distales Ende der Prothesenfeder („Fußspitze“, Aufsatzpunkt)

Durch die Verbindung der Markerpunkte wurden Hüft-, Knie- und Fußwinkel definiert, in der vollständigen Extension betrug jeder definierte Gelenkwinkel 180°.

Da neben dem Abschnitt mit maximaler Geschwindigkeit auch der Sprintstart erfasst werden sollte, wurde zunächst vor der 3-segmentigen Kraftmessplattform ein Startblock mit integriertem Präzisionsschalter zur Messung der Reaktionszeit bei Verlassen der Blöcke angebracht. Die Kameradistanz ermöglichte es, den Starter sowohl in der „Fertig-Position“ als auch während der ersten drei Startschritte beidseitig sagittal zu erfassen. Der Abstand der

Blöcke zur Kraftmessplattform wurde individuell eingestellt, so dass der Starter mit jeweils einem Fuß auf eine der drei Platten traf. Die Probanden führten insgesamt fünf Tiefstarts durch.

Im zweiten Teil der Laufuntersuchung wurde der Maximalgeschwindigkeitsabschnitt erfasst. Die Probanden erhielten die Aufgabe, mit maximaler Geschwindigkeit über die Plattform zu sprinten. Da über der Kraftmessplattform derselbe Tartanbelag wie auf der Laufbahn angebracht war, konnten die Probanden im vollen Lauf nicht erkennen, wann sie die Plattform überliefen. Um Einschränkungen durch die Laborbedingungen noch weiter zu minimieren, wurde ebenfalls auf das Anbringen von Lichtschranken verzichtet²¹, da die durchschnittliche Laufgeschwindigkeit beim Durchqueren des Versuchs-set-ups aus den kinematischen Daten berechnet wurde. Der An- und Auslauf bis zur Platte betrug 30 m²².

Auch vom schnellen Lauf wurden je Proband fünf Versuche erfasst, wobei auf ausreichend lange Pausen bis zur fast vollständigen Erholung zwischen den Versuchen geachtet wurde.

Gemäß den Anforderungen aus Kapitel 2.1.2 wurden die Filmaufnahmen in Bezug auf die

kinematischen Parameter (Start und schneller Lauf) ausgewertet:

- Winkelverläufe, -geschwindigkeiten und -beschleunigungen von Hüft-, Knie- und Fußgelenk beider Körperhälften.

An **dynamometrischen Parametern** werden

- Vertikal- und Horizontalimpulse und Kraftmaxima ermittelt.

Der Verlauf des Körperschwerpunkts in vertikaler und horizontaler Richtung wurde mit Hilfe eines selbst programmierten Makros in Excel erstellt. Als Eingaben wurden der räumliche Verlauf in x- und y- Richtung aller markierten Gelenkpunkte sowie die anthropometrischen Daten der Probanden verwendet,

²¹ Anhand der Aufstellung der Lichtschranken hätten die Läufer die Lage der Kraftmessplatte abschätzen können. Das Nichterkennen der Messanlage bietet den Vorteil eines freien Überlaufens der Plattform ohne ein „Vertrippeln“, beim möglichen Versuch, die Platten zu treffen.

²² Ein längerer Anlauf war auf Grund räumlicher Begrenzungen in der Leichtathletikhalle nicht mehr möglich.

aus denen gemäß den Regressionsgleichungen nach ZAZIORSKY die Massen und Schwerpunkte der Körpersegmente ermittelt wurden. Da die automatische Punktverfolgung der Auswertungssoftware fehlschlug, wurden alle Gelenkpunkte manuell verfolgt und mit einem Butterworthfilter zweiter Ordnung bei 70 Hz gefiltert.

2.4 Untersuchungsdesign Modellierung

In den folgenden Kapiteln werden das für die Simulationsrechnungen benötigte Segmentmodell und das genaue Vorgehen beschrieben. Die Modellierung erfolgte durch inverse und direkte Dynamik. Zunächst wurden Bewegungen aus den kinematischen Daten vorgegeben und mit inverser Dynamik die verursachenden Momente berechnet. In einem zweiten Schritt wurden die Momente modifiziert und in einem dritten Schritt mit den neuen Momenten die neue Bewegung berechnet (direkte Dynamik).

2.4.1 Das Segmentmodell

Es wurde ein zweidimensionales, dreisegmentiges Modell der Prothesenseite zur Simulationsrechnungen der Schwungphase in der Sagittalebene mit der Mehrkörper-Modellierungs-Software DADS 9.0 der Fa. CADSI entwickelt. Berücksichtigt wurden die Segmente (i), Unterschenkeleinheit (ii), Oberschenkelstumpf (iii) und Restkörper. Als Bindeglied zwischen benachbarten Segmenten fungiert ein Scharniergelenk mit integrierter gedämpfter Rotationsfeder sowie Generatoren für ein konstantes und ein zeitabhängiges Drehmoment. Die Definition des Winkels φ zwischen zwei benachbarten Segmenten erfolgt über das körperbezogene Inertialsystem (Bild 23). Die Winkelgeschwindigkeit $\omega(t)$ ergibt sich aus einmaligem Differenzieren der Winkel-Zeit-Funktion $\varphi(t)$.

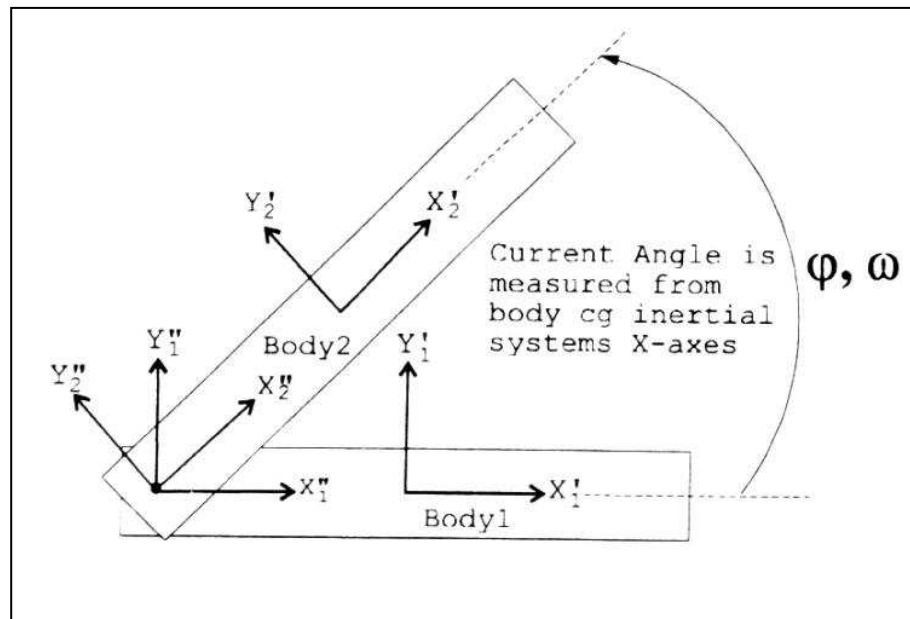


Bild 23: Definition des Winkels φ und der Winkelgeschwindigkeit ω über das körperbezogene Inertialsystem (modifiziert nach DADS-Handbuch, 1993)

Für jedes Gelenk wird das durch das RSDA-Element erzeugte Nettomoment M definiert durch

$$M = K\varphi + D\omega + M_k + M_{nk} \quad (1)$$

mit

K Rotationsfederkonstante

D Dämpferfederkonstante

M_k Konstantes Moment

M_{nk} Nicht-Konstantes Moment, das die beobachtbare Bewegung erzeugt

φ, ω wie in Bild 23

Dem Modell liegen die folgenden wesentlichen Einschränkungen zu Grunde:

- 1) Alle Segmente werden als starr definiert
- 2) Der entscheidende Teil der Bewegung erfolgt in der Sagittalebene
- 3) Das durch Gleichung (1) definierte Moment stellt das einzige wirkende Moment zwischen den Segmenten dar.

Es wurde festgelegt, dass M_{nk} die Originalbewegung beschreiben sollte und K , D und M_k zusätzliche Komponenten des Prothesenkniegelenks, mit dem die Bewegung optimiert werden sollte.

2.4.2 Parametrisierung

Zur Parametrisierung des Modells wurden die folgenden aus Videoaufnahmen gewonnenen Daten der Prothesenseite benutzt:

- 1) x- und y- Koordinaten des Hüftmarkers
- 2) y- Koordinate des Schultermarkers
- 3) Hüft- und Kniewinkelverlauf
- 4) Anfangswerte für Gelenkstellung und Winkelgeschwindigkeit für Hüft- und Kniewinkel
- 5) Drehmomentkurve M_{nk} , die ihrerseits über ein Hilfsmodell aus den beobachtbaren Verläufen von Hüft- bzw. Kniewinkel ermittelt wurde

Im folgenden Kapitel ist beschrieben, wie die Drehmomentkurve M_{nk} gewonnen wurde.

2.4.3 Hilfsmodell zur Beschreibung der experimentell erfassten Hüft- und Kniewinkelverläufe

Um den aus den experimentell ermittelten Daten gewonnenen Hüft- und Kniewinkelverlauf im Original in den Simulationsrechnungen verändern zu können, mussten zunächst die Drehmomente in Hüft- und Kniegelenk ermittelt werden, aus welchen der jeweils reale Gelenkwinkel resultiert. Im ersten Schritt wurde versucht, in der Literatur Referenzwerte für Drehmomente im Hüft- und Kniegelenk Oberschenkelamputierter Läufer zu ermitteln, die mit mind. 7 km/h liefen. Deshalb wurde in einem zweiten Schritt mit dem Computerprogramm Excel in vielen interaktiven Schritten eine Drehmoment-

Kurve erstellt, die die gemessenen Bewegungen widerspiegelte. Dieses Vorgehen erwies sich als äußerst zeitintensiv.

Deshalb wurde auf konventionellem Weg mit einem von PATIL & CHAKRABORTY (1991; CHAKRABORTY & PATIL 1994) angegebenen Momentengleichungssystem zweiter Ordnung zunächst das Nettomoment im Knie als Referenzwert für die Simulationen berechnet:

$$M_{nK} = I_{uf} \ddot{\vartheta}_k + m_{uf} \ddot{y}_{uf} (x_{uf} - x_k) + m_{uf} \ddot{x}_{uf} (y_{uf} - y_k) + m_{uf} g (x_{uf} - x_k) \quad (2)$$

mit

M_{nK}	Kniedrehmoment
I_{uf}	Trägheitsmoment der Unterschenkel - Fuß - Einheit
$\ddot{\vartheta}_k$	Winkelbeschleunigung im Kniegelenk
m_{uf}	Masse Unterschenkel – Fuß
x_{uf}, x_k	x-Koordinate Unterschenkel – Fuß bzw. Knie
y_{uf}, y_k	y-Koordinate Unterschenkel – Fuß bzw. Knie
g	Erdbeschleunigung

Mithilfe dieser Gleichung wurde eine zeitabhängige Drehmomentkurve für das Kniegelenk berechnet. Da es sich bei der Formel um eine Abschätzung handelt, wurde das Drehmoment nachträglich durch das Einlesen modifizierter Werte in Excel geringfügig verändert, um den Fit mit der Messung auf ein Prozent zu verbessern.

2.4.4 Simulationsstrategien

In der Simulation werden für Knie und Hüfte unterschiedliche Strategien verfolgt. Für das Kniegelenk ergibt sich durch Subtraktion des Schwerkraftmoments:

$$M_s = m_{uf} g (x_{uf} - x_k) \quad (3)$$

vom Nettogelenkmoment M_{nk} das Dämpfermoment im Kniegelenk, welches der originale hydraulische oder pneumatische im Gelenk in der Schwungphase des Laufschriffs produziert; im weiteren Verlauf als **ermitteltes Dämpfermoment** bezeichnet.

Das Schwerkraftmoment (3) modifiziert M_{nk} je nach Position um maximal 5.2 Nm in der Flexion und 4.7 Nm in der Extension.

Für das Hüftgelenk greift die Strategie auf die Diskussion um die besondere Bedeutung der Mm. ischiocrurales für das „greifende Laufen“ zurück. Danach sollen diese Muskeln ein schnelles „Nach – vorne – unten – Bringen“ des zukünftigen Stützbeines ermöglichen, was dieser Muskelgruppe eine Schlüsselposition für die Schwungphasenverkürzung zuweist. Daher wird in der Simulation der Einfluss des **Nettogelenkmoments der Hüfte** berechnet. In der Simulation wird dieses so modifiziert, dass Hüft- und Kniegelenk früher landebereit sind. Ebenso wird der **Anfangswert für die Kniewinkelgeschwindigkeit** zu Beginn der Schwungphase variiert, um den Einfluss einer veränderten Flexionsgeschwindigkeit des Knies am Ende der Standphase zu überprüfen.

Modelliert werden Schwungphasen aus dem Beschleunigungsabschnitt, wobei es sich um den jeweils dritten nach dem Start handelt. Wie aus den Ergebnissen der Laufstudie im weiteren Verlauf zu sehen sein wird, weisen diese Schritte bei den Probanden bereits die Charakteristiken von Laufschriffen auf, so dass eine Übertragbarkeit der Ergebnisse auf andere Streckenabschnitte begründet vermutet werden kann.

2.5 Untersuchungsdesign Nachstudie

Bei dieser Fallstudie handelte es sich um die gezielte Nachuntersuchung des Starts und Laufs zweier Probanden, welche bereits an der Hauptstudie teilnahmen. Überprüft wurde, ob die sich aus der Modellierung ergebenden Vorschläge für eine modifizierte Lauftechnik in die Praxis umsetzen lassen. Experimenteller Aufbau und Versuchsdurchführung entsprachen der Hauptuntersuchung. Lediglich bei der Markerpositionierung wurden zur zusätzlichen Kontrolle noch Marker auf das christa iliaca anterior superior sowie auf den ossa costae (lateral) positioniert.

2.6 Fehlerabschätzung

Da jede Messung physikalischer Größen zwangsläufig mit systematischen (Funktions- und Skalierungsfehler der Messgeräte) und zufälligen Fehlern behaftet ist (vgl. BALLREICH & BAUMANN 1996, 75), müssen im Folgenden mögliche Fehlerquellen ermittelt und quantifiziert werden.

a) Kinematik

Die Messung der Zeitintervalle erfolgte durch die vorgegebene Bildfrequenz, wobei der zeitliche Abstand der aufeinanderfolgenden Bilder dem reziproken Wert der Bildfrequenz (250 Hz) entspricht; demnach betragen die Zeitintervalle 4 ms. Die kinematischen Daten wurden mit den dynamischen (Messfrequenz 1000 Hz) synchronisiert, der Datenvergleich ließ keine Abweichung der Kamera- und Kraftmessplattenfrequenz erkennen. Bei der Berechnung von Hüft-, Knie- und Fußwinkel beider Körperhälften konnte ein weiterer systematischer Fehler, verursacht durch einen variierenden Abstand zwischen Kameras und Proband durch Kalibrieraufnahmen mittels eines dreidimensionalen Kalibriergestells minimiert werden. Es deckte den gesamten Bildausschnitt ab. Die Kraftmessplatten wurden ebenfalls vor Beginn der Messung kalibriert.

Die Größe der zufälligen Fehler ist abhängig vom räumlichen Auflösungsvermögen von Kameras, Computerbildschirm, dem Abbildungsmaßstab und dem Digitalisierungsprogramm (win-analyze®). Die limitierende Fehlergröße stellt dabei die räumliche Auflösung der Kameras dar. Sie betrug 480 x 420 Pixel, auf Grund von Speicherproblemen hinsichtlich der großen Datenmengen wurden die Aufnahmen jedoch vor der Digitalisierung und Weiterverarbeitung als Analogsignal auf einem SVHS-Videorekorder zwischengespeichert (Auflösung 265 Zeilen, Bildformat 5:4). Bei einer Messfeldgröße von 3,6 m ergibt sich damit eine Pixelgröße von 1,09 cm. Durch Lichtverhältnisse und den dadurch limitierten Kontrast der Marker zum Untergrund kann keine Auflösung besser als 2 Pixel gewährleistet werden. Damit ergibt sich ein Fehlerintervall bei der Positionsbestimmung von $\pm 2,18$ cm.

Darüber hinaus kann sich der Messfehler durch Hautverschiebungen und kleine Abweichungen um einige Pixel beim Erfassen und Markieren der Gelenkpunkte vergrößern, so dass von einem maximalen Fehler von 4,5 cm ausgegangen werden muss.

Aus dem Maximalfehler der Positionsbestimmung der Marker kann der maximale Fehler der einzelnen Segmentwinkel über Formel 4 bestimmt werden:

$$\arctan \left(\frac{2 \times \text{Markerungenauigkeit}}{\text{Segmentlänge}} \right) \quad (4)$$

Die Überlagerung der Marker von anderen Segmenten (Bsp.: Hüftmarker von Arm/Hand verdeckt) wurde durch Interpolation ausgeglichen.

Der Messfehler wurde durch große Entfernungen zwischen den Markern, einer Positionierung des Markers nah am Gelenkmittelpunkt sowie einer möglichen festen Verbindung (Aufkleben der Marker auf der Haut) zwischen Marker und Segment minimiert.

c) Dynamometrie

Ein Teil der Dynamogramme zeigte Störungen, die teilweise als 80 Hertz Sinusschwingungen identifiziert werden konnte. Die nahe liegende Erklärung ist, dass die Kraftmessplatten eine Resonanzfrequenz von 80 Hertz haben und durch den stoßartigen Aufsatz der Beine die Kraftmessplatten zur Schwingung angeregt wurden. Dem widerspricht jedoch die überprüfte Herstellerangabe, nach der die Resonanzfrequenz bei 150 Hertz liegt. Sollte es sich doch um ein Resonanzphänomen gehandelt haben, könnte dies so erklärt werden, dass sie sich nach der Auslieferung bzw. nach unseren letzten Überprüfung der Mechanik der Platte z. B. durch eine Lockerung des internen Verbundes geändert hat, was zu einer niedrigeren Resonanzfrequenz geführt haben kann. Eine zweite Erklärung ist, dass das mit 150 Hertz Resonanzfrequenz gemessene Signal durch eine 80 Hertz Einstreuung oder 80 Hertz Schwebung überlagert wurde. Die beiden Erklärungen erfordern unterschiedliche Gegenmaßnahmen.

Weist das System eine Resonanzfrequenz von 80 Hertz auf, so ist jede Information oberhalb dieser Grenze wertlos und ist durch Filtern zu eliminieren, dies geschah durch 70 Hertz Tiefpassfilter.

Kann man von einer Einstreuung ausgehen, ist es statthaft, das eingestreute Signal zu ermitteln und von der Messkurve zu subtrahieren, wodurch man die alte Qualität in etwa wieder herstellen kann. Zur Ermittlung der Störfunktion wurde das Signal durch einen 80 Hertz Bandpassfilter übertragen und das so isolierte Störsignal durch die Funktion y (5) simuliert:

$$y = Ae^{-(x/t_0)} * \sin(\pi * (x-x_c)/w) \quad (5)$$

Dieser Funktion liegt die Annahme zugrunde, dass das Störsignal die Form einer gedämpften harmonischen Oszillation hat, wobei die einzelnen Größen folgende Bedeutung haben:

- x : x-Zeitachse
Ae: Amplitudenfaktor
 t_0 : Gütefaktor in Bezug zur Frequenz der Schwingung
xc: bestimmt die Phase zum Beginn der Schwingung (Phasenfolge)
w: Frequenz der Oszillation

Die Beurteilung des Fehlers durch die Störung oder durch die Filterung hat nicht an der Gestalt des Dynamogramms anzusetzen sondern an der zur Beantwortung der Forschungsfrage benutzten Parametern. Dies sind zum einen die Impulse, d. h. die Integrale über die Dynamogramme, die sehr unempfindlich sind gegenüber zyklischen Störungen, da sich deren positive und negative Anteile kompensieren. Sehr viel empfindlicher sind dagegen Maximalwerte, die durch Einstreuungen bis zur Amplitude des überlagerten Signals verfälscht werden sowie durch zu niedrige Resonanzfrequenzen bzw. durch (was physikalisch das gleiche bedeutet) Filterung gegebenenfalls deutlich reduziert werden können. Dies trifft insbesondere dann zu, wenn die Maximalwerte von scharfen Peaks zu bestimmen sind, deren Grundfrequenz in der Gegend der Filterfrequenz bzw. der Resonanzfrequenz der Platte liegt. Da die Impulse ein Leistungs- und die Maximalwerte ein Beanspruchungsmerkmal sind und da andererseits die Zielstellung dieser Arbeit auf Leistung ausgerichtet ist, können die Störungen für den Hauptzweck der Arbeit vernachlässigt werden, während Interpretationen unter Beanspruchungsgesichtspunkten nur mit größter Vorsicht möglich waren.

3 Ergebnisse

Dieses Kapitel präsentiert im ersten Teil die Ergebnisse der Laufstudie. Sie können auf Grund der kleinen Stichprobengröße statistisch nicht abgesichert werden, womit nur von Tendenzen für die vorliegende Klientel ausgegangen werden darf. Die Probanden ließen sich zwar nach Leistungs- und Breitensportlern sinnvoll gruppieren und auch der Vergleich von Prothesen- und erhaltener Seite erwies sich als aussagekräftig, es muss aber auf Grund des unterschiedlichen Prothesenmaterials und des Muskelstatus von inter-individuellen Unterschieden ausgegangen werden.

Die vorliegenden Ergebnisse sind daher als Einzelfallanalysen zu verstehen, welche z. T. in der Computermodellierung weitergeführt werden. Diese Vorgehensweise widerspricht der Tendenz in der Biomechanik, sich an Normwerten zu orientieren, welche mit Hilfe von Querschnittsanalysen an Gruppen gewonnen wurden und eine qualitative und quantitative Übereinstimmung zwischen Gruppen- und Individualtrend voraussetzt (SCHÖLLHORN 1993, 7). In Anlehnung an den Autor wird in dieser Arbeit davon ausgegangen, dass eine Einzelfallanalyse dem aus Gruppenvergleichen gewonnenen Normwerten gleichwertig ist, denn wird „(...) der individuelle Leistungstrend auf Grund intraindividuelle Leistungsvariation erstellt, so besteht [...] ein hoher Grad an Wahrscheinlichkeit, dass der am Individualtrend orientierte Normwert dem an Gruppen orientierten an empirischen Gehalt überlegen ist“ (SCHÖLLHORN 1993, 7-8). Somit wird den intraindividuellen Unterschieden der Probanden in dieser Studie Rechnung getragen. Insofern sich statistische Verfahren rechtfertigen, wie die Berechnung interner Korrelationen zweier Merkmalsausprägungen innerhalb der Gesamtgruppe, wurden sie angewandt. Auf die Bildung von Mittelwerten wurde nicht verzichtet, um Unterschiede zwischen der Gruppe der Prothetiker und Nichtamputierten zu verdeutlichen. Die berechneten Standardabweichungen sollen dabei weiterhin auf die diesbezüglichen inter-individuellen Unterschiede hinweisen. Die Interpretation der Ergebnisse findet sich jeweils im Anschluss der Beschreibung. Sie wird durch einen Rahmen hervorgehoben. Kapitel 3.5 fasst die Hauptergebnisse zusammen. Die Resultate der Computersimulation

und des Fallbeispiels der Nachstudie werden in Kapitel 3.6 und 3.7 aufgegriffen, die abschließende Diskussion der Ergebnisse erfolgt in Kapitel 4.

3.1 Kinematik des Startabschnitts

Im Folgenden sind die eingenommenen Gelenkwinkel in der Fertigposition, der Kniewinkel des aufsetzenden Beins beim ersten Bodenkontakt mit der Prothesenseite sowie die Aufrichtgeschwindigkeit des KSP über die ersten drei Startschritte aufgeführt.

Von den 10 Probanden führten 6 jeweils drei Tiefstartversuche aus, 4 entschieden sich für einen Hochstart ohne Block. Die Probanden C, F und K trugen als Leistungssportler ihre Sprint-, die Probanden B, E und G ihre Alltagsprothese. B, E und G hatten bislang noch nie einen Tiefstart ausprobiert. Proband E brach den Start in allen Versuchen mit dem dritten Schritt ab, Proband K zeigte eine im Vergleich andersartige Starttechnik („Aufakt-hüpfer“). Auf beide Ausnahmen wird gesondert eingegangen.

Gelenkwinkel in der Fertigposition

In der Startposition werden die eingenommenen Gelenkwinkel Vergleichswerten nicht Amputierter aus der Literatur gegenübergestellt, Tabelle 5 fasst dazu die Gelenkwinkel der amputierten Probanden in der Fertig-Position über drei Versuche zusammen²³. Alle Starter wählten die Prothesenseite als hinteres Startbein. Als Vergleichswerte nicht amputierter Sprinter wurden Angaben von MERO 1988 hinzugezogen. Auf die Darstellung der Fußwinkel wird verzichtet, da diese auf der Prothesenseite vom jeweils verwendeten Fußpassteil abhängen. Die Carbonfeder des Flex-Sprints ermöglicht zudem keine Definition eines Fußwinkels. Die Bilder 24 bis 27 stellen die interindividuellen Unterschiede in den jeweiligen Gelenkwinkeln grafisch dar.

²³ Als Fertigposition wird in dieser Arbeit die Körperhaltung nach Anheben des Gesäßes unmittelbar vor Lösen der Hände vom Boden definiert.

Tab. 5: Eingenommene Gelenkwinkel (Hüft- und Kniewinkel beider Körperhälften) in der Fertigposition (Mittelwert aus drei Versuchen)

vgl. MERO 1988, in: www.sportscoach-sci.com/ (20. 02. 2002)

v. B. = vorderes Bein, h. B.= hinteres Bein (in allen Fällen die Prothesenseite)

MW = Mittelwert; STABW = Standardabweichung, Leistungssportler grau unterlegt

Proband	Hüftwinkel v. B. [°]	Kniewinkel v. B. [°]	Hüftwinkel h. B. [°]	Kniewinkel h. B. [°]
B	47	119	90	177
E	51	117	77	143
G	31	133	11	148
C	43	79	85	73
F	66	110	90	154
K	45	121	121	95
MW	47	113	96	132
STABW	12	18	17	39
vgl.	39 +/- 7	96 +/- 12	77 +/- 9	126 +/- 16

Eine Tendenz, dass sich die Gelenkwinkelpositionen der Leistungssportler C, F und K mehr als die der Breitensportler an die Startwinkel nicht amputierter Sprinter annähert, kann nicht festgestellt werden (vgl. auch Bilder 24 - 27).

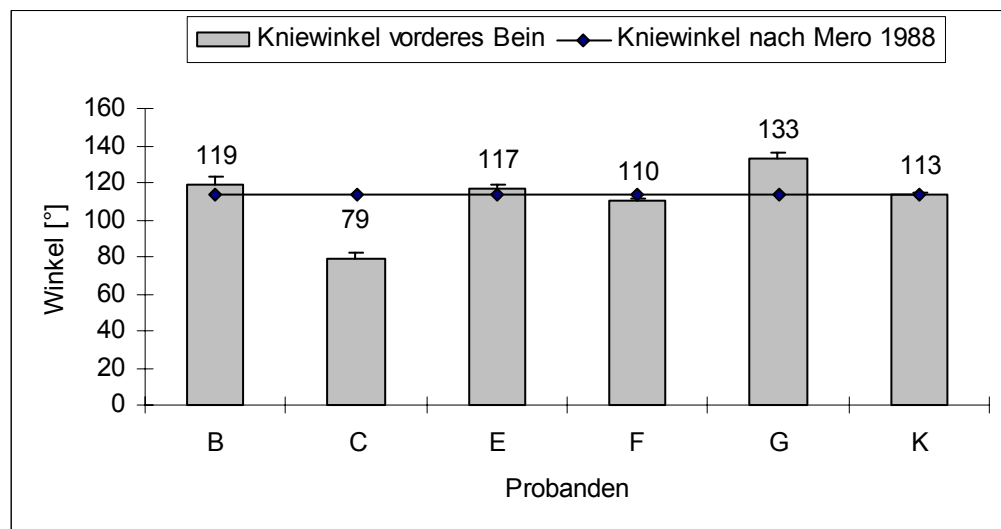


Bild 24: Kniewinkel vorderes Bein

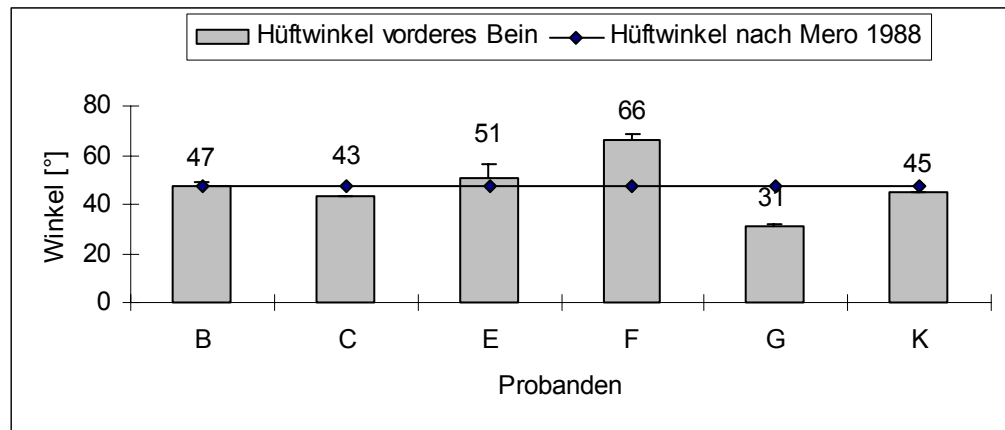


Bild 25: Hüftwinkel vorderes Bein

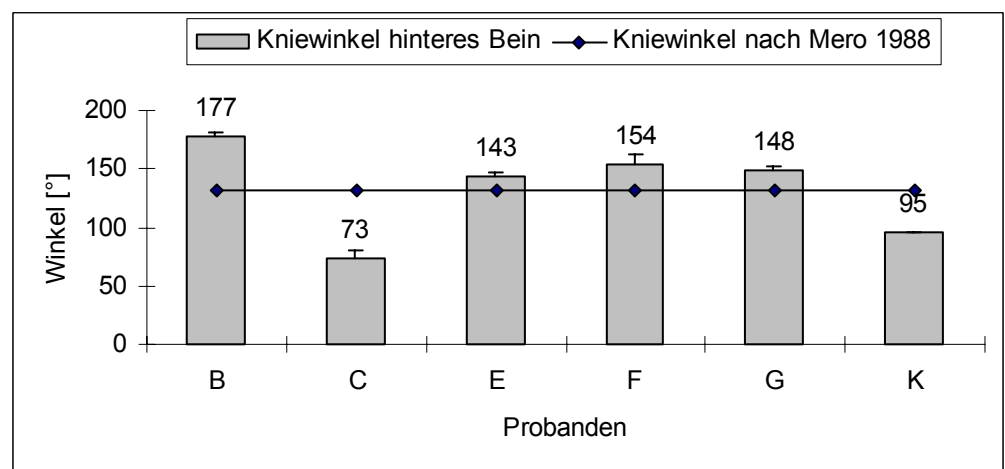


Bild 26: Kniewinkel hinteres Bein

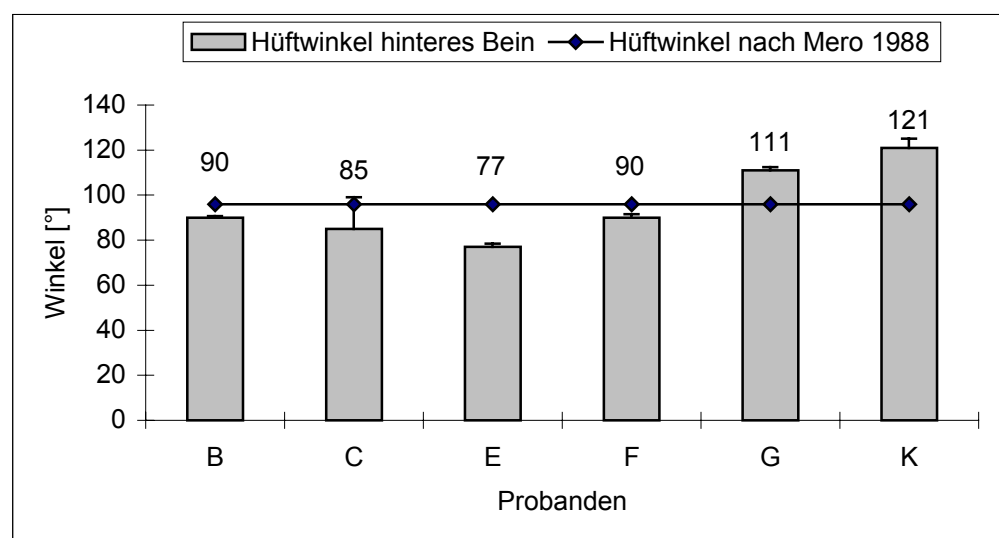


Bild 27: Hüftwinkel hinteres Bein

Im Vergleich zu den Referenzwerten von MERO (1988) werden von den amputierten Startern in den betrachteten Gelenken tendenziell größere Winkel eingenommen als von nicht amputierten Läufern. Der größte Unterschied ergibt sich dabei mit 22° im Hüftwinkel des hinteren Beines.

Im Vergleich zu nicht amputierten Sprintern sind die eingenommenen Gelenkwinkel in der Startposition der Oberschenkelamputierten Starter in Hüft- und Kniegelenk beider Körperhälften größer. Die größte Standardabweichung innerhalb der Gruppe der Prothetiker findet sich mit 39° bezüglich des eingenommenen Kniewinkels auf der Prothesenseite, was auf die interindividuellen Unterschiede in der Einnahme der Kniewinkelposition schließen lässt.

Die interindividuellen Unterschiede in den Startpositionen liegen auch im verwendeten Prothesenmaterial begründet, insbesondere in den entsprechenden Beugewiderständen im Kniegelenk. Bei den Breitensportlern, die noch nicht an die Bewegungsausführung im Tiefstart gewöhnt sind, zeigen sich Unsicherheiten beim Finden der subjektiv als gut empfundenen Startposition. Die intraindividuellen Standardabweichungen können die unterschiedlichen Ausführungen als erste Versuche erklären, die für sich beste Startposition zu finden.

Aufrichtgeschwindigkeit

Zur Berechnung der Aufrichtgeschwindigkeit des KSP in vertikaler Richtung wurde für jeden Probanden zunächst das Zeitintervall von der KSP Lage in der Fertigposition (Zeitpunkt t_0) bis zur maximalen vertikalen Erhöhung des KSP (KSP_{max}) (Zeitpunkt t_2) ermittelt. Bis auf Proband E erreichten alle Probanden den maximalen Abstand zwischen Boden und Körperschwerpunkt bereits mit bzw. nach dem dritten Schritt. Auch im Sprint mit aufrechtem Oberkörper wurde der jeweils individuell erreichte Wert nicht mehr überschritten.

Anschließend wurde das Zeitintervall t_2-t_0 um den Zeitpunkt t_1 ergänzt, der durch den ersten Bodenkontakt nach Verlassen des Blocks gekennzeichnet ist (s. Tabelle 6).

Tab. 6: Vertikale KSP-Erhöhung und Aufrichtgeschwindigkeit des KSP in vertikaler Richtung über die ersten drei Startschritte

t_0-t_2 bezeichnet das Zeitintervall von der Fertigposition bis zum jeweils größten gemessenen vertikalen Höhe des KSP (KSP_{max})

t_0-t_1 ist der Zeitabschnitt von der Fertigposition bis zum ersten Bodenkontakt, t_1-t_2 der Abschnitt vom ersten Bodenkontakt bis KSP_{max}

Proband	t_0-t_2 [ms]	Gesamt-amplitude KSP [cm]	Aufricht-geschwindigkeit KSP t_0-t_1 [m/s]	Aufricht-geschwindigkeit KSP t_1-t_2 [m/s]
B	1284	51	0,6	0,2
E	1280	26	0,2	Abbruch des Starts in allen Versuchen
G	968	22	0,2	0,2
C	1278	57	0,7	0,2
F	1088	48	0,6	0,3
K	Auftakthüpfen, Zeitintervalle nicht vergleichbar			

Für den Probanden E konnte der dritte Startschritt nicht mehr ausgewertet werden, da er in allen Versuchen nach dem zweiten Schritt den Start mit nach unten geneigtem Oberkörper durch einen „Zwischenhüpfer“ abbrach. Die Starttechnik²⁴ des Probanden K unterscheidet sich zu den anderen Starttechniken so sehr, dass sie nicht unmittelbar vergleichbar ist. Durch die veränderte Ausführung konnte nur der erste Schritt kinematisch komplett erfasst werden, so dass keine vergleichbaren Zeitintervalle zu berechnen waren.

Es zeigt sich, dass die Aufrichtgeschwindigkeit des KSPs bis zum ersten Fußkontakt bei Proband F doppelt, bei den Probanden B und C 3 – 3,5 mal so groß ist wie im zweiten Zeitabschnitt. Bei Proband G bleibt die Aufrichtgeschwindigkeit konstant. Tabelle 7 zeigt, um wie viel Prozent der gesamten KSP-Erhöhung der Körperschwerpunkt bis zum Fußaufsatz des ersten Schrittes bereits angehoben wird.

²⁴ Die Starttechnik des Probanden K: Das Prothesenbein wird als hinteres Bein zurückgenommen. Der Proband drückt sich vom vorderen Bein aus dem Block ab, landet auf diesem und stößt sich damit kraftvoll vom Boden ab („Auftakthüpfer“ auf dem erhaltenen Bein).

Tab. 7: KSP-Erhöhung in % bis zum ersten Bodenkontakt

Proband B	Proband C	Proband E	Proband F	Proband G
74 %	72 %	42 %	46 %	36 %

Im Vergleich zwischen Leistungs- und Breitensportlern sind die Aufrichtgeschwindigkeiten des KSP der Probanden C und F nicht kleiner als die der übrigen Starter. Mit einer Geschwindigkeit von 0,2 m/s richtet sich die Probandin G als Breitensportlerin sogar langsamer auf als die gesamte Vergleichsgruppe. Proband E weist sich ebenfalls durch eine kleine Aufrichtgeschwindigkeit bis zum ersten Bodenkontakt auf. Da er aber den Startversuch danach abbricht, sind seine Werte nicht repräsentativ. Proband K startet mit einer nicht vergleichbaren Starttechnik („Auftakthüpfer“). Seine Daten sind nicht vergleichbar.

Alle Probanden haben bereits mit bzw. nach dem dritten Bodenkontakt den Abstand zwischen KSP und Boden erreicht, der auch im Lauf mit aufrechtem Oberkörper nicht mehr überschritten wird, d. h. sie befinden sich nach drei Schritten in der vollständigen Aufrichtung. Im Verhältnis ist diese Aufrichtung bis zum ersten Bodenkontakt auf der Prothese am größten.

Ein möglicher Erklärungsansatz für die Aufrichtgeschwindigkeit des Körperschwerpunkts in vertikaler Richtung über die ersten drei Startschritte liegt in den offenen Gelenkwinkeln in der Fertigposition, der Körperschwerpunkt ist zu diesem Zeitpunkt bereits sehr angehoben. Ein schnelles Aufrichten ermöglicht weiterhin das sichere Durchschwingen der Prothese unter dem Körper ohne die Gefahr des „Hängenbleibens“ am Boden und in der Folge eines Sturzes.

Kniewinkel beim ersten Bodenkontakt

Abschließend wird der Kniewinkel auf der Prothesenseite im Moment des Bodenkontaktes betrachtet. Für die Probanden B, C, E, F und G beträgt der im Mittel eingenommene Kniewinkel des Stützbeins (Prothese) beim ersten Bodenkontakt $175^\circ \pm 3^\circ$. Proband K führte den ersten Bodenkontakt auf Grund seines Auftakthüpfers auf die erhaltene Seite mit einem Kniewinkel von $138^\circ \pm$

4° aus. Die Gesamtheit der Probanden landet bereits beim dritten Schritt auf einer fast gestreckten Prothese, die Standphasensicherheit gewährleistet.

Der Aufsatz des fast gestreckten Prothesenbeins könnte auch die frühe Aufrichtung erklären.

3.2 Dynamometrie des Startabschnitts

Dieses Unterkapitel präsentiert die Auswertung der dynamometrischen Daten. Analysiert wurden Stützphasendauern und die Maxima der vertikalen und horizontalen Bodenreaktionskraft. Die Horizontalimpulse der ersten drei Schritte geben Auskunft darüber, mit welchem Bein der Vortrieb im Start hauptsächlich erzeugt wurde. Der Winkel zwischen Boden und der Gesamtergebnierenden der Bodenreaktionskraft im Moment des Fußabdrucks (hintere Stützphase), im Folgenden als Abstoßwinkel α bezeichnet, wurde ebenfalls berechnet. Neben diesen zeitdiskreten Merkmalen der Bodenreaktionskraft wird auch ihr vertikaler Gesamtverlauf über den ersten Schritt betrachtet.

Stützphasendauern

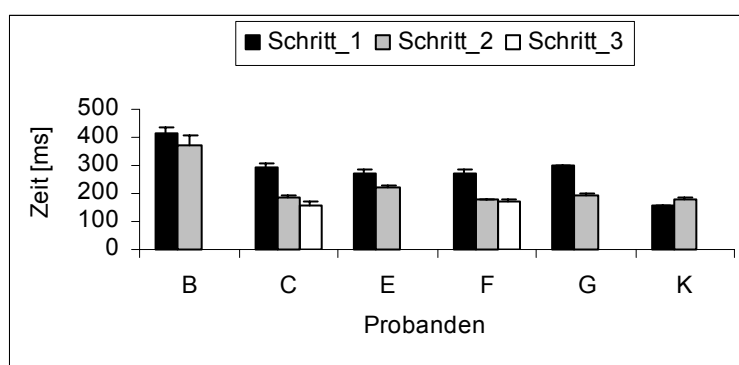


Bild 28: Stützphasendauern der ersten drei Schritte nach dem Start

Bild 28 zeigt die Mittelwerte der Stützphasendauern der ersten drei Schritte nach dem Start über drei Versuche. Wie zu erwarten (vgl. Kapitel 1. 2. 3. 1) nimmt ihre Dauer mit dem zweiten Schritt ab. Tab. 8 zeigt, dass die Standphasendauern amputierter Sprinter länger sind als die nicht Amputierter:

Tab. 8: Stützphasendauern amputierter und nicht amputierter Sprinter der ersten drei Startschritte

Die Probanden B, E, G und K trafen auf Grund ihrer zunehmenden Schrittlänge die dritte Kraftmessplatte nicht mehr, daher fehlt bei Ihnen Schritt 3

- 1) BAUMANN et al. 1986, 11
- 2) JACOBS & VAN INGEN SCHENAU 1992, 956
- 3) SCHÖLLHORN 1995, 45

Das negative Vorzeichen in der ersten Spalte (Standphasenlänge) des Probanden K bedeutet, dass seine erste Standphase kleiner ist als die Durchschnittswerte in der Literatur

Probanden	Schritt 1 [m/s]	Schritt 2 [m/s]	Schritt 3 [m/s]	Längere Standphasendauern im Vergleich zu Werten in der Literatur (im Durchschnitt in %)	
				Schritt 1	Schritt 2
B	416	373		89 %	136 %
E	274	218		24 %	38 %
G	299	195		35 %	23 %
C	290	184	154	8 %	16 %
F	268	176	173	21 %	11 %
K	160	182		- 7 %	15 %
1)	220				
2)		175			
3)		140			

Die Ausnahme bilden die Standphasendauern des Probanden K. Die Dauer des ersten Schritts ist mit 160 ms kleiner als in der Literatur angegeben, die zweite Stützphase ist mit 182 ms nur um 22 ms länger als die erste.

Die Erklärung für den kurzen Bodenkontakt im ersten Schritt für Proband K liegt in seiner besonderen Starttechnik. Er drückt sich nur kurz vom erhaltenen Bein vom Boden ab (Auftakthüpfer), um wieder auf dem erhaltenen Bein landen und sich schnellkräftig abstoßen zu können. Die längere Verweildauer der anderen Probanden in Schritt 1 könnte darin begründet liegen, dass der Körper zunächst um die gestreckt aufgesetzte Prothese rotieren muss (s. Kniewinkel).

Horizontalimpulse

Bild 29 stellt die Mittelwerte der Horizontalimpulse der ersten drei Startschritte dar:

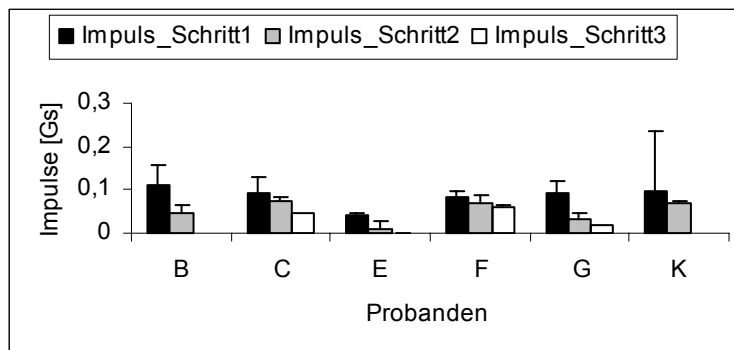


Bild 29: Mittelwerte der Horizontalimpulse der ersten drei Startschritte

Entsprechend dem langen Bodenkontakt sind die Horizontalimpulse für den ersten Schritt am größten. Auffällig sind die intraindividuellen Unterschiede in der Impulsgröße der einzelnen Schritte. Bei der Betrachtung der Einzelimpulse je Start wurden bei Proband K im zweiten Startversuch im ersten Schritt ein negativer Impuls (-0,008 Gs) und bei Proband E für den zweiten Schritt in Startversuch 2 negative Impulse (-0,005 Gs) erfasst, die sich durch das Bilden des Mittelwerts über mehrere Versuche herausgemittelt haben und daher gesondert hervorgehoben werden müssen, da die negativen Einzelimpulse auf ein Bremsen in diesem Schritt hinweisen. Der kleine Betrag des Gesamtimpulses in Schritt 2 für Proband E zeigt dies. Die Impulse seines dritten Schritts ergaben im Mittel genau 0, weshalb sie in der Grafik nicht aufgeführt sind. Die negativen Impulse beweisen, dass der Startversuch abgebrochen wurde. Die im Vergleich große Standardabweichung des ersten Schritts von Proband K weist ebenfalls darauf hin, dass der zweite gemessene Impuls im Vergleich zu den ersten ein negatives Vorzeichen besitzt.

Alle Gesamtimpulse (Mittelwerte) sind positiv, d. h. mit beiden Beinen wird Vortrieb erzeugt.

Verlauf der vertikalen Bodenreaktionskraft

Die interindividuellen Unterschiede der Schrittgestaltung zwischen den Probanden lassen sich auch durch die Betrachtung des Kurvenverlaufs der vertikalen Bodenreaktionskraft sowie deren Kraftmaxima verdeutlichen (Bilder 30 bis 32).

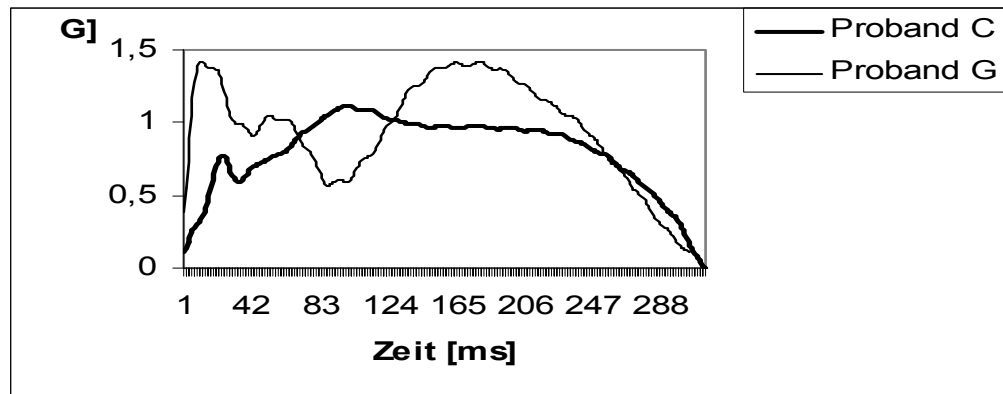


Bild 30: Verlauf der vertikalen Bodenreaktionskraft und Kraftmaxima der Probanden C und G für den ersten Startschritt

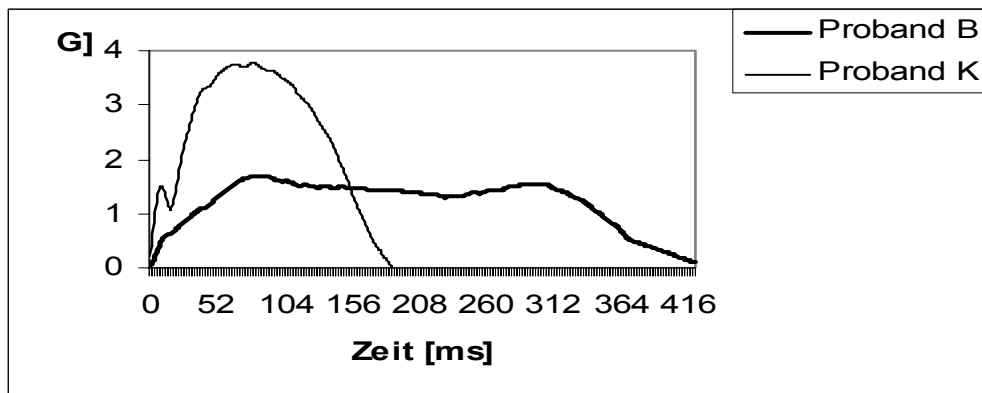


Bild 31: Verlauf der vertikalen Bodenreaktionskraft und Kraftmaxima der Probanden B und K für den ersten Startschritt

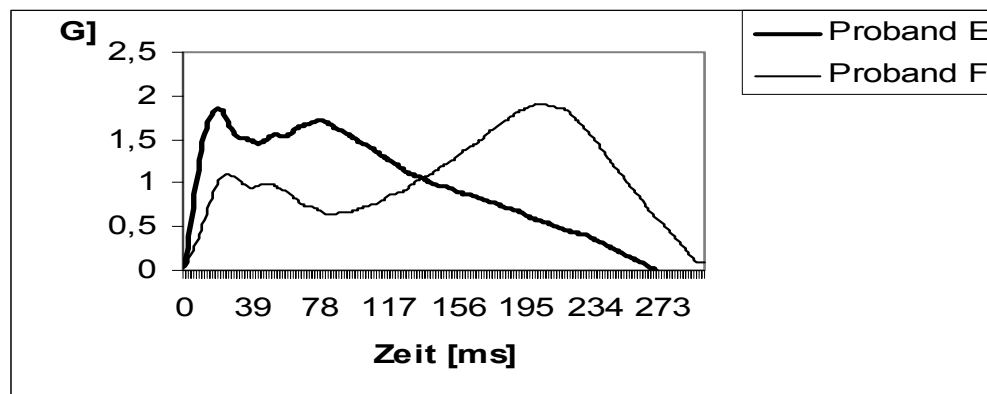


Bild 32: Verlauf der vertikalen Bodenreaktionskraft und Kraftmaxima der Probanden E und F für den ersten Startschritt

Im Vergleich dieser Kurvenverläufe mit der Dynamik des ersten Startschritts nicht amputierter Sprinter (vgl. S. 33) zeigt die vertikale Bodenreaktionskraft der Probanden K und C als einzige einen parabelförmigen Verlauf, wie er für den ersten Schritt eines nicht amputierten Sprinters typisch ist (vgl. BAUMANN et al. 1986, 11), allerdings ist ein passiver Peak, typisch für einen Fersenlauf, deutlich zu erkennen. Die Kurve von Proband B zeigt einen ebenfalls parabelförmigen aber gestauchten Verlauf, bedingt durch einen sehr langen Bodenkontakt. Sie ähnelt der vertikalen Bodenreaktionskraft beim Gehen. Die Verläufe der Probanden F, C und E weisen sich durch ein zweites, aktives Maximum aus, diese Starter drücken sich aktiv vom Boden ab.

Da sich die Dynamik des zweiten und dritten Schritts für die Breitensportler B, E und G sowie für die Leistungssportler C und F ähneln, werden exemplarisch Proband F und G als je ein Vertreter ihrer Gruppe dargestellt (Bilder 33 und 34) und verglichen. Von Proband K konnte nur der „Aufstakthüpfer“ erfasst werden, zweiter und dritter Schritt lagen außerhalb der Kraftmessplatten.

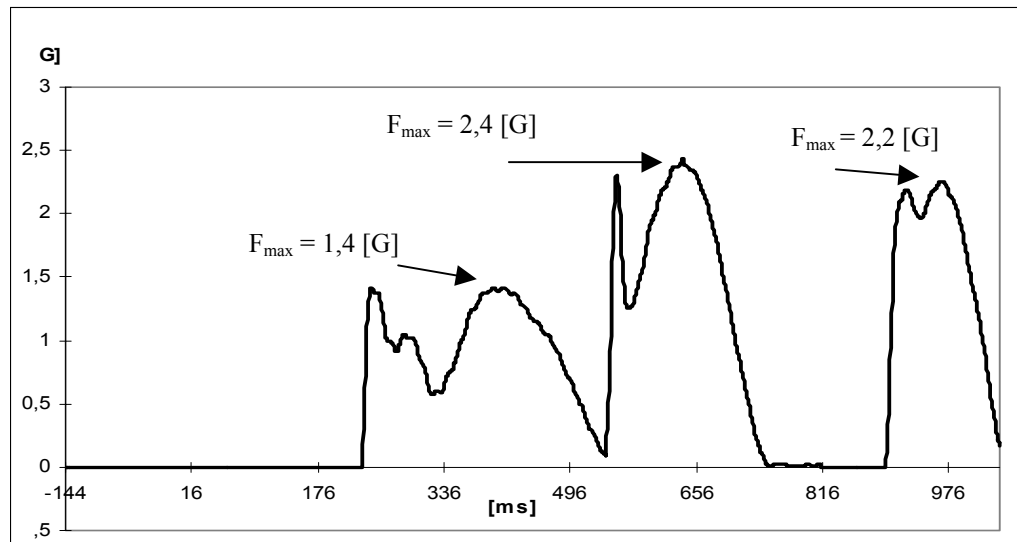


Bild 33: Vertikale Bodenreaktionskraft des ersten bis dritten Schritts von Proband G als Breitensportler (Schritt 1 und 3 auf die Prothese, Schritt 2 auf die erhaltene Seite)

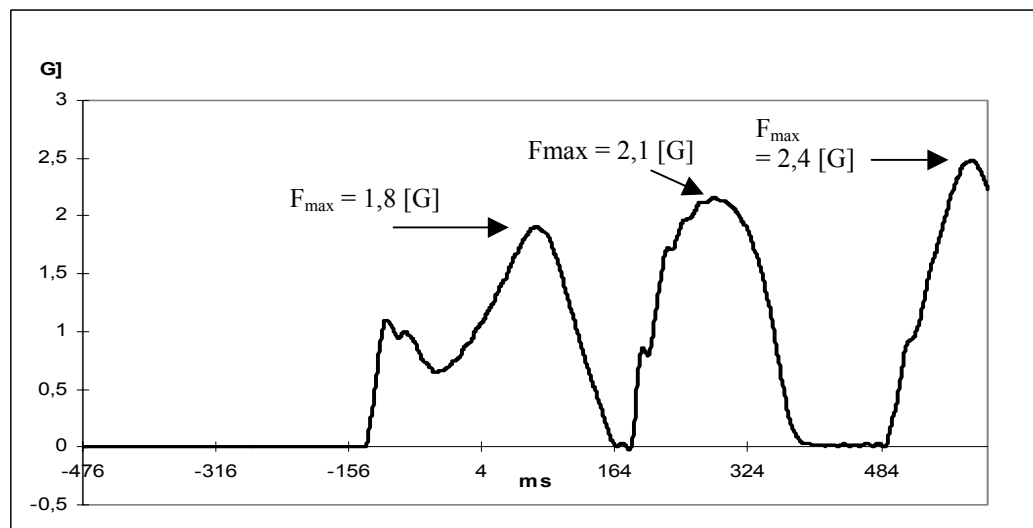


Bild 34: Vertikale Bodenreaktionskraft des zweiten und dritten Schritts von Proband F als Leistungssportler (Schritt 1 und 3 auf die Prothese, Schritt 2 auf die erhaltene Seite)

Während sich die Schritte 2 und 3 des Probanden F durch einen gestreckten parabelförmigen Verlauf ausweisen, wie sie für den Ballenlauf im Sprint typisch sind (vgl. BAUMANN et al. 1986, 11) zeigt der Verlauf des zweiten Schritts von Proband G ein passives Maximum von 2,3 G, welches vom Betrag an das zweite, aktive Maximum von 2,4 G heranreicht. Dieser Kurvenverlauf, erzeugt durch das nicht versorgte Bein, ist auch für den jeweils zweiten Startschritt der Probanden B und E charakteristisch, bei beiden Probanden

übersteigt das erste Maximum noch das zweite, im Fall des Probanden E im Maximum um 0,8 G.

Nur die Kurven der Leistungssportler zeigen die typischen Charakteristika von Sprintschritten ab dem zweiten Bodenkontakt. Die Schritte der Breitensportler ähneln typischen „Joggingschritten“.

Der parabelförmige Verlauf der Kurven der Leistungssportler lässt sich auf die Verwendung des Sprint-Flex als Unterschenkeleinheit zurückführen. Die Prothese setzt nur mit der vorderen Kurvenspitze auf, was der Kontaktfläche beim Ballenlauf Nichtamputierter entspricht. Die Parabel zeigt das Rückstellverhalten der Carbonfeder.

Maxima der vertikalen und horizontalen Bodenreaktionskraft

Die während der ersten drei Schritte erzeugten Maxima für die vertikale und horizontale Bodenreaktionskraft sind in den Bildern 35 und 36 dargestellt:

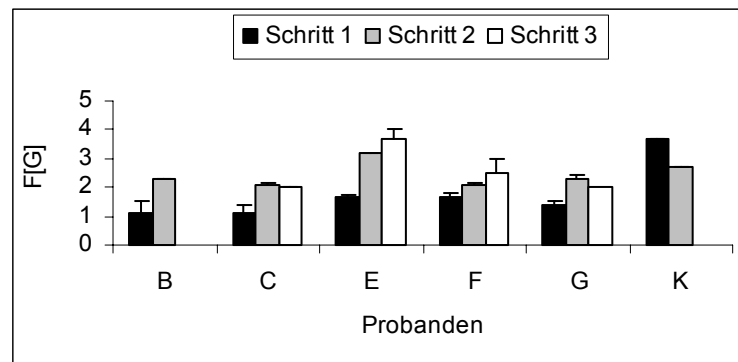


Bild 35: Maxima der vertikalen Bodenreaktionskraft für die ersten drei Schritte nach dem Start. Schritt 1 und 3 führen die Probanden B bis G auf der Prothese aus, die Schritte des Probanden K erfolgen beide auf der unversorgten Seite

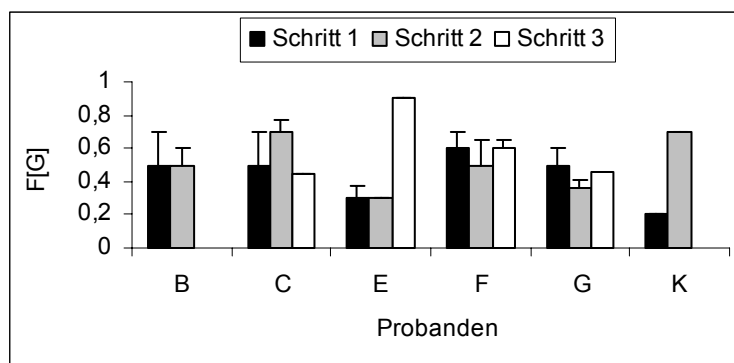


Bild 36: Maxima der horizontalen Bodenreaktionskraft Schritt 1 und 3 erfolgen mit Ausnahme des Probanden K auf die Prothesenseite. Die Schritte des Probanden K werden mit der unversorgten Seite ausgeführt.

Das Maximum der vertikalen Bodenreaktionskraft des ersten Schritts ist mit Ausnahme des Probanden K erwartungsgemäß das insgesamt kleinste, es liegt im Durchschnitt bei 1,5 G. Im Fall des Probanden K ist es größer als das 3,7-fache Körpergewicht des Läufers, er drückt sich vom erhaltenen Bein ab. Während das Maximum des zweiten und dritten Schritts im Falle der Probanden B, C, F und G nicht den Wert von 2,5 G überschreitet, liegt es bei Proband E und K über dem dreifachen Körpergewicht, im Mittel bei 2,5 G. Die im Mittel auftretenden Maxima der vertikalen Bodenreaktionskraft treten bei einer Laufgeschwindigkeit von 3-5 m/s auf und sind für sog. „Joggingschritte“ typisch.

Die horizontalen Maxima überschreiten das einfache Körpergewicht nicht, es beträgt im Durchschnitt 0,46 G. Der Proband E erreicht mit 0,9 G den größten Wert. Eine Tendenz, dass die Maxima über die drei Schritte sukzessiv ansteigen ist nicht erkennbar. Während Proband K im ersten Schritt ein vertikales Maximum von 3,7 G erreicht, liegt das horizontale bei 0,2 G, im zweiten Schritt bei 0,7 G. Im Vergleich zu den vertikalen Maxima sind die Standardabweichungen über alle Probanden und Wiederholungen gemittelten horizontalen Maxima in der Tendenz größer.

Abstoßwinkel

Die Betrachtung des Abstoßwinkels α (Bild 37) zeigt, dass der Winkel zwischen dem Boden und der Gesamtergebnierenden der Bodenreaktionskraft für den ersten Abstoß vom Boden mit 68° am steilsten ist. Er nimmt für Schritt

zwei ab, für Schritt drei wieder zu. Von der Prothese wird im Verhältnis steiler abgestoßen als von der erhaltenen Seite.

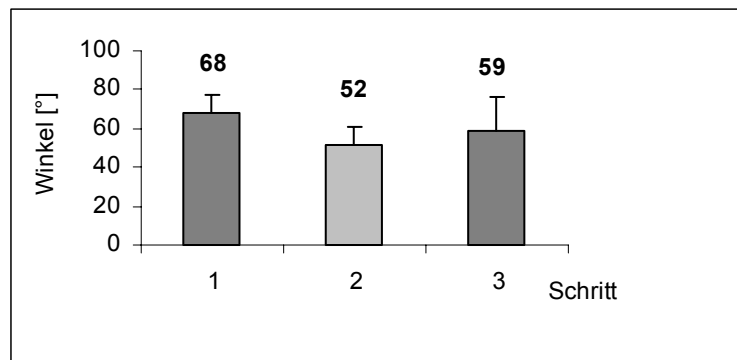


Bild 37: Mittelwerte der Abstoßwinkel der ersten drei Schritte nach dem Start für alle sechs Probanden

Die Schritte 1 und 3 werden mit der Prothese ausgeführt, nur Proband K führt Schritt 1 und 2 auf die unversorgte Seite aus

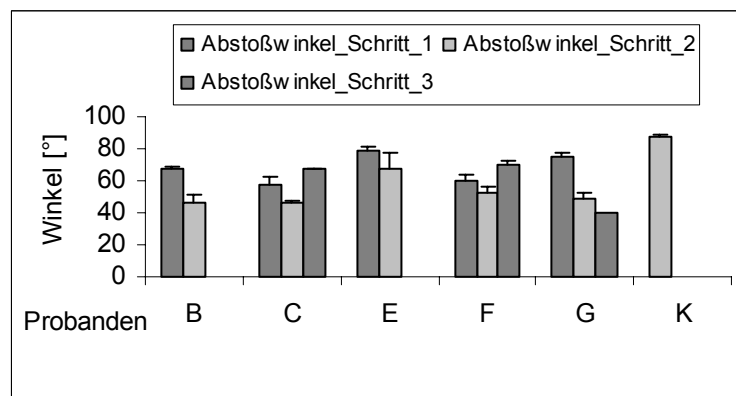


Bild 38: Abstoßwinkel der Probanden B bis K über die ersten drei Schritte

Schritt 1 und 3 werden mit der Prothesenseite ausgeführt. Proband K führt den ersten Schritt auf die erhaltene Seite aus

Insgesamt zeigt sich in Bild 38 ein deutlicher interindividueller Unterschied hinsichtlich des Abstoßwinkels α zwischen allen Probanden. Der Winkel der Probandin G ist mit 40° für den dritten Schritt am kleinsten, der Unterschied zum Abstoßwinkel im ersten Schritt im Verhältnis am größten. Proband K drückt sich in einem Winkel von 88° fast senkrecht vom Boden ab.

Der steilere Abstoßwinkel von der Prothese kann in den Materialeigenschaften der Prothese begründet liegen. Auch im Abstoß darf ein bestimmter Kniegelenkwinkel nicht eingenommen werden. Wird dieser, je nach verwendetem Gelenk zu klein, wird durch die Gesamtergebnis der Bodenreaktionskraft ein kniebeugendes Moment erzeugt, der Unterschenkel beugt an den Oberschenkel und kann nicht mehr ökonomisch nach vorne geschwungen werden.

3.3 Kinematik im Abschnitt maximaler Geschwindigkeit

Während nur 6 Probanden einen Startversuch unternahmen, konnten jeweils drei Laufversuche von allen 10 Probanden aufgenommen werden. Die Leistungssportler C, F und K sprinteten mit ihrer speziellen Sprintprothese, die Probanden A, B, D, E, G, H und I verwendeten ihre Alltagsprothesen, um maximal schnell zu laufen.

Die Ergebnisse der kinematischen Analyse werden im Folgenden dargestellt. Sie beinhalten die durchschnittliche Laufgeschwindigkeit (Tab. 9) sowie die Schwankung des KSP in vertikaler Richtung beim Durchqueren des experimentellen Versuchs – set – ups, Gelenkwinkelpositionen in der Schwung- und Standphase beider Körperhälften sowie die Geschwindigkeit des Fußes des Schwungbeins in der Phase des „greifenden Laufens“, also kurz vor Fußaufsatz zum Vorderstütz.

Durchschnittliche Laufgeschwindigkeit

Tab. 9: Laufgeschwindigkeit beim Durchlaufen des Versuchsaufbaus für den individuell schnellsten Versuch aller Probanden in m/s und km/h

Proband	A	B	C	D	E	F	G	H	I	K
m/s	2,9	3,8	5,7	1,5	3,2	7,2	4,9	1,9	3,0	7,0
km/h	10,4	13,6	20,5	5,4	11,5	25,9	17,6	6,8	10,8	25,2

Der Übergang vom Gehen zum Laufen liegt bei einer durchschnittlichen Laufgeschwindigkeit von ca. 7 km/h. Als Lauf wird in dieser Arbeit eine

Bewegungsausführung definiert, bei der beide Beine kurzzeitig keinen Bodenkontakt mehr ausüben (Flugphase). Auf Grund des Bodenkontakts beider Beine in der Stützphase wird bei Proband D nicht von einem Lauf- sondern von einem Gangmuster ausgegangen.

Proband H „läuft“ zwar mit einer Geschwindigkeit von 7 km/h, hat aber ebenfalls Doppelkontakt mit beiden Beinen (Lauf zusammengesetzt aus kleinen beidbeinigen Sprüngen). Insbesondere der Doppelkontakt erschwert die dynamographische Auswertung (z. B. Impulsberechnung). Auf Grund dieser Einschränkungen werden die Probanden D und H deshalb von der weiteren Darstellung ausgeschlossen.

KSP Schwankungen in vertikaler Richtung

Bild 39 stellt die Laufgeschwindigkeiten der Probanden im Vergleich zu den Schwankungen des Körperschwerpunkts in vertikaler Richtung dar:

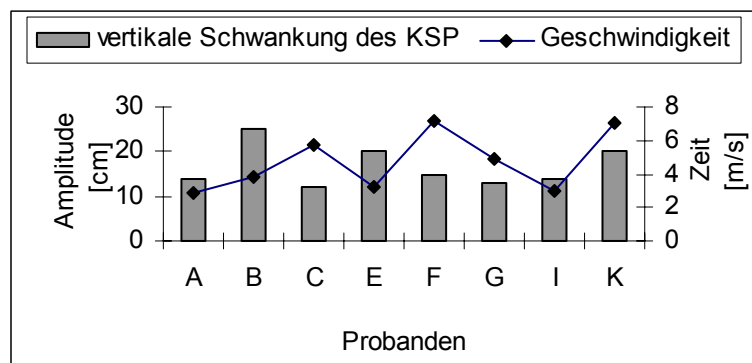


Bild 39: Laufgeschwindigkeit der Probanden im jeweils schnellsten Lauf im Vergleich zu den Schwankungen des KSP in vertikaler Richtung

Die Schwankungen liegen im Bereich von 12 cm – 25 cm in vertikaler Richtung. Zum Vergleich wird die gemessene Vertikalschwankung des KSP im Sprint Nichtamputierter u. a. bei MERO et al. (1991, 382) mit 4,7 cm – 5 cm angegeben. Damit weicht die KSP-Bewegung der Amputierten minimal um 7 cm, maximal um 20 cm von den Werten nicht Amputierter nach MERO et al. (1992) ab. Zwischen der horizontalen Laufgeschwindigkeit und der KSP-Bewegung konnte kein Zusammenhang festgestellt werden ($r = -0,09$)

Eine mögliche Erklärung für die Vertikalschwankungen findet sich in der Betrachtung des Abstoßwinkels α , der Rechts-Links-Vergleich beider Beine zeigt einen unterschiedlichen Abdruck vom erhaltenen und Prothesenbein. Der Abdruck erfolgt von der Prothese senkrechter, wobei die von den Leistungssportlern verwendete Sprintprothese kleinere Abstoßwinkel ermöglicht als die Modularpassteile der Breitensportler.

Gelenkwinkelpositionen in Schwung- und Standphase

In den folgenden Tabellen 10, 11 und 12 sind die Gelenkwinkel in Knie und / oder Hüfte beider Körperhälften zum Zeitpunkt des Fußaufsatzes sowie des Bodenabstoßes bis zur maximalen Hüftstreckung in der hinteren Schwungphase aufgeführt. Ebenso ist die maximal mögliche Flexion im Kniegelenk über die gesamte Schwungphase angegeben.

Tab. 10: Maximale Knieflexion der versorgten und erhaltenen Seite über die Schwungphase und Laufgeschwindigkeit über einen Versuch

MW = Mittelwert; STABW = Standardabweichung

Proband	Kniewinkel max. Flexion Schwungphase (Prothese) [°]	Kniewinkel max. Flexion Schwungphase (unversehrte Seite) [°]	Horizontale Laufgeschwindigkeit [m/s]
A	62	83	2,9
B	165	100	3,8
E	81	74	3,2
G	84	97	4,9
I	78	80	3,3
C	88	78	5,7
F	99	55	7,2
K	115	52	7,0
MW	96	77	4,7
STABW	32	17	1,7

Tab. 11: Hüftwinkel der versorgten und erhaltenen Seite im Hinterstütz während des Abstoßes und beim „Anfersen“ als Umkehrpunkt der Bewegung des Oberschenkels

< bedeutet, der Hüftwinkel im Abstoß ist größer als in der hinteren Schwungphase, der Oberschenkel wird nicht nach hinten durchgeschwungen

* Winkel konnten nicht erfasst werden (Segmente aus dem Bildausschnitt)

MW = Mittelwert; STABW = Standardabweichung

	Hüftwinkel im Abstoß (Prothese)	Max. Extension in der Hüfte in der hinteren Schwung- phase (Prothese)	Hüftwinkel im Abstoß (nicht versorgte Seite)	Max. Extension in der Hüfte in der hinteren Schwung- phase (nicht versorgte Seite)	Änderung des Hüft- winkels vom Abstoß bis zum An- fersen (Prothese)	Änderung des Hüftwinkels vom Abstoß bis zum Anfersen (nicht versorgte Seite)
	[°]	[°]	[°]	[°]	[°]	[°]
A	163	< 163	172	177	Winkel verkleinert sich	Winkel vergrößert sich um 5°
B	*	*	188	< 188	*	Winkel verkleinert sich
E	173	< 173	189	< 189	Winkel verkleinert sich	Winkel verkleinert sich
G	172	184	187	189	Winkel vergrößert sich um 12°	Winkel vergrößert sich um 2°
I	177	< 177	185	< 185	Winkel verkleinert sich	Winkel verkleinert sich
C	183	185	190	195	Winkel vergrößert sich um 2°	Winkel vergrößert sich um 5°
F	175	< 175	194	< 194	Winkel verkleinert sich	Winkel verkleinert sich
K	*	*	190	199	*	Winkel vergrößert sich um 9°
MW	174	185	187	190		
STABW	7	0,7	7	10		

Tab. 12: Kniewinkel im Hinterstütz im Moment des Abstoßes sowie in der vorderen Schwungphase beim ersten Bodenkontakt des zukünftigen Stützbeins für die versorgte und erhaltene Seite. Winkel, die nicht erfasst werden konnten (Segmente aus dem Bildausschnitt), sind mit * versehen

v = durchschnittliche Laufgeschwindigkeit; MW = Mittelwert; STABW = Standardabweichung

	Kniewinkel im Abstoß (Prothese) [°]	Kniewinkel im Abstoß (nicht versorgte Seite) [°]	Kniewinkel beim Fußaufsatz (Prothese) [°]	Kniewinkel beim Fußaufsatz (nicht versorgte Seite) [°]	v [m/s]
A	133	143	171	145	2,9
B	*	148	178	160	3,8
E	170	156	180	160	3,2
G	166	138	171	138	4,9
I	154	154	178	145	3,3
C	177	*	175	163	5,7
F	151	156	166	161	7,2
K	*	151	167	163	7,0
MW	159	148	173	154	4,7
STABW	16	7	5	9	1,7

Bei Betrachtung des Mittelwerts der maximalen Knieflexion über die Schwungphase von 96° (Prothese) zu 77° (unversorgte Seite) zeigt sich, dass das Knie der unversorgten Seite stärker gebeugt wird. Ausnahme bilden die Probanden A, G und I, welche auf der Prothesenseite stärker beugen. Daraus erklärt sich auch die doppelt so große Standardabweichung auf der Prothesenseite im Vergleich zur unversehrten Seite. Die Leistungssportler C, F, K zeigen die im Vergleich kleinsten Kniewinkel auf der unversorgten Seite. Ausnahme bildet Proband C, dessen Kniewinkel um 4° größer ist als der kleinste von den Breitensportlern gezeigte Winkel.

Zwischen der Knieflexion auf der unversehrten Seite und der durchschnittlichen Laufgeschwindigkeit konnte ein mittlerer negativer Zusammenhang festgestellt werden ($r = -0,6$). Das weist auf die Tendenz hin, dass die Laufgeschwindigkeit mit verstärkter Flexion vergrößert wird. Der Zusammenhang zwischen Kniebeugung auf der Prothesenseite und der Laufgeschwindigkeit ist mit $r = 0,2$ niedrig.

Der Mittelwert des Hüftwinkels in Extension im Moment des Abdrucks des zukünftigen Schwungbeines beträgt nach Tabelle 10 für die unversorgte Seite 187° , für die Prothesenseite ist der Mittelwert mit 174° um 13° kleiner. Bis auf Proband A erreichen alle Probanden auf der unversorgten Seite einen Hüftwinkel größer als 180° . Auf der Prothesenseite bleibt der Winkel kleiner als 180° , der Winkel von 183° des Probanden C bleibt die Ausnahme. Nach dem Fußabdruck verkleinert sich der Hüftwinkel auf der Prothesenseite, bei den Probanden C und G vergrößert er sich um 2° bzw. 12° . Während er sich auf der unversorgten Seite bei den Probanden B, E, F und ebenfalls verkleinert, wird er bei den Probanden A, C, G und K größer. Die Vergrößerung variiert zwischen 2° und 9° . Insgesamt vergrößern sich nur bei den Probanden C und G die Hüftwinkel für beide Körperhälften nach Abdruck des jeweiligen Standbeins.

Werden ausschließlich die Leistungssportler C, F und K betrachtet, zeigt sich, dass Proband C den im Vergleich größten Hüftwinkel im Abstoß auf der Prothesenseite aufweist. Beide Hüftwinkel vergrößern sich bis zum Anfersen. Der Hüftwinkel auf der unversorgten Seite des Probanden F ist der zweitgrößte, auf der Prothesenseite der drittgrößte. Der Hüftwinkel des Probanden K der unversorgten Seite konnte nicht erfasst werden, auf der Prothesenseite beträgt er 199° , er vergrößert sich nach Abdruck noch um 9° .

Gesondert zu beachten sind die Winkelverläufe der Probandin G. Nach Fußabdruck vergrößert sich der Winkel auf der Prothesenseite um 12° , auf der unversorgten Seite um 2° . Auf beiden Seiten werden beim Anfersen keine 190° Hüftstreckung erreicht. Einen Hüftwinkel von 190° bzw. 194° erreichen die Leistungssportler auf der unversorgten Seite bereits im Moment des Fußabdrucks, C und K vergrößern den Winkel noch, F hat mit 194° den größten Wert erreicht. Während zwischen der Laufgeschwindigkeit und dem Hüftwinkel auf der unversorgten Seite kein Zusammenhang besteht ($r = 0,07$), wird ein hoher positiver Zusammenhang zwischen Laufgeschwindigkeit und Hüftwinkel auf der Prothesenseite deutlich ($r = 0,78$). Der Zusammenhang wird mit Vergrößerung des Hüftwinkels nach Lösen des Fußes (Beginn hintere Schwungphase) noch größer ($r = 0,85$). Hier zeigt sich, dass mit zunehmender Überstreckung in der Hüfte (Übergang Stand zur hinteren Schwungphase) bzw. dem Zurückführen des Oberschenkels sich die Laufgeschwindigkeit vergrößert.

Der Unterschied im Kniewinkel zwischen Prothesen- und unversorgter Seite während des Abstoßes beträgt 11° (Tabelle 11). Der Winkel auf der Prothesenseite ist mit 159° etwas größer als auf der unversorgten Seite (148°).

Die Standardabweichungen sind auf der Prothesenseite mehr als doppelt so groß als auf der unversorgten Seite.

Beim Fußaufsatz am Ende der vorderen Schwungphase wird die Prothese mit einem mittleren Kniewinkel von 173° aufgesetzt, die Standardabweichung beträgt 5° , die Probanden setzen eine fast gestreckte Prothese auf. Der mittlere Kniewinkel auf der unversorgten Seite beträgt 154° , die Standardabweichung liegt bei 9° , der Kniewinkel bei Fußaufsatz der erhaltenen Seite ist im Mittel um 19° kleiner als auf der Prothesenseite. Auf der erhaltenen Seite kann demnach ein kleinerer Kniewinkel als auf der Prothesenseite eingenommen werden. Mit einem Korrelationskoeffizienten von $r = 0,48$ für die unversorgte und $r = -0,75$ ist ein mittlerer positiver bzw. hoher negativer Zusammenhang zwischen dem Kniewinkel beim Bodenkontakt und der Laufgeschwindigkeit festzustellen. Das bedeutet, die Geschwindigkeit wird größer, wenn auf der unversehrten Seite der Kniewinkel größer, auf der Prothesenseite kleiner wird.

3.4 Dynamometrie des Laufabschnitts

Die dynamometrische Auswertung beinhaltet die Darstellung der Dauern von Schwung- und Stützphasen beider Beine, der Berechnung der Horizontalimpulse, der Kraftmaxima der vertikalen und horizontalen Bodenreaktionskraft sowie den Abstoßwinkel α .

Stand- und Schwungphasendauern

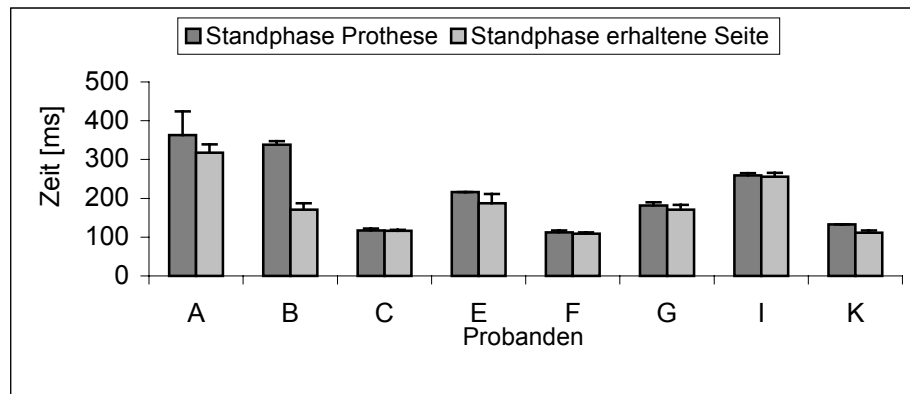


Bild 40: Standphasendauern auf der versorgten und erhaltenen Seite beim Lauf mit maximaler Geschwindigkeit

Die Standphasendauern auf der Prothesenseite variieren zwischen 363 ms und 112 ms, auf der unversorgten Seite zwischen 318 ms und 111 ms (s. Bild 40). Bis auf Proband C, dessen Standphasendauern für beide Beine gleich lang sind, verweilen alle Probanden länger auf der Prothese. Die Kontaktzeiten sind für die Leistungssportler C, F und K kleiner als für die Breitensportler.

Die Betrachtung des Korrelationskoeffizienten $r = -0,83$ für den Zusammenhang zwischen Laufgeschwindigkeit und Kontaktzeit auf der Prothesenseite sowie $r = -0,84$ für den Zusammenhang zwischen Kontaktzeit auf erhaltener Seite und Laufgeschwindigkeit zeigen einen hohen negativen Zusammenhang für diese zwei Merkmalsausprägungen. Die durchschnittliche Laufgeschwindigkeit wird mit abnehmender Kontaktzeit beider Beine größer.

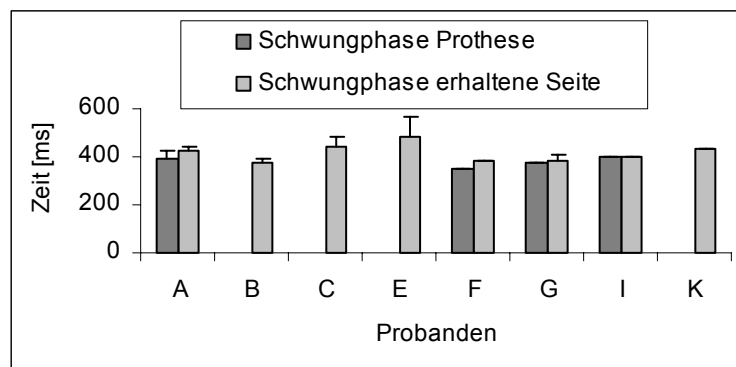


Bild 41: Schwungphasendauern beider Beine im Lauf mit maximaler Geschwindigkeit
Für die Probanden B, C und E können keine Angaben gemacht werden, da einige Körpersegmente außerhalb des Bildausschnitts liegen

Die Betrachtung der Schwunghasendauern (Bild 41) ergibt, dass sich die hinsichtlich der Standphasendauern beobachtbare Tendenz der Verkürzung der Kontaktphasen bei den Leistungssportlern nicht auf die Schwunghasendauern übertragen lässt. Der Korrelationskoeffizient zwischen der Schwunghasendauer der Prothesenseite und der Laufgeschwindigkeit beträgt $r = -0,98$. Der negative Zusammenhang ist damit sehr hoch, d. h. mit abnehmender Schwunghasendauer nimmt die Laufgeschwindigkeit zu. Allerdings kann bei insgesamt vier Werten nur von einer Tendenz ausgegangen werden. Zudem liegt der Unterschied nur bei wenigen Prozent, während er in der Standphasendauer bei 100 % lag. Für die Schwunghasendauer der unversorgten Seite konnte mit einem Korrelationskoeffizient von $r = -0,18$ ein niedriger Zusammenhang zwischen der Schwunghasendauer und der Laufgeschwindigkeit festgestellt werden.

Horizontalimpulse

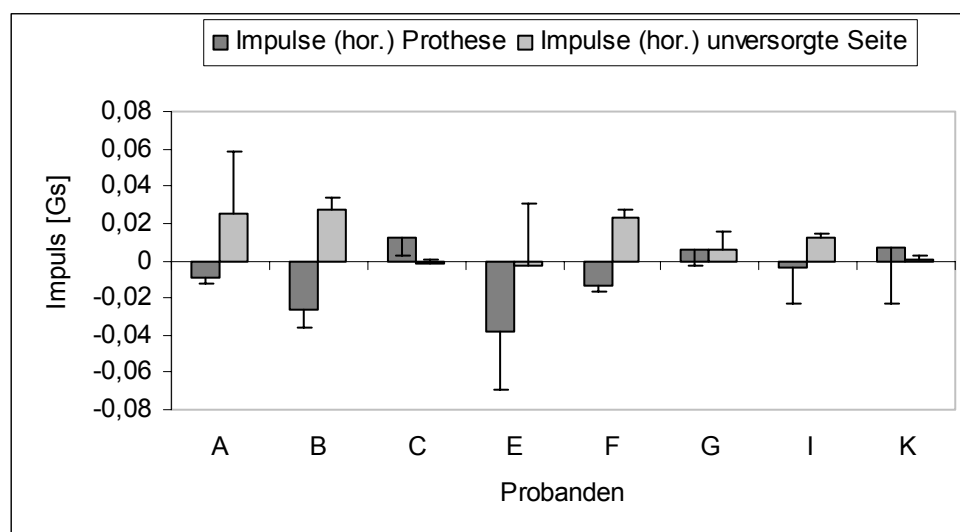


Bild 42: Horizontalimpulse der erhaltenen und der Prothesenseite im Lauf mit Maximalgeschwindigkeit

Bild 42 zeigt, dass 5 von 8 Läufern auf der Prothesenseite bremsen. 2 von 3 Leistungssportlern (C und K) beschleunigen auf der Prothesenseite. Proband F bremst mit der Prothese, weist aber auf der unversehrten Seite den im Vergleich drittgrößten positiven Gesamtimpuls auf. Probandin G und Proband K haben als einzige Läufer für beide Beine einen insgesamt beschleunigenden Impuls, während bei Proband E beide Impulse negativ sind, dabei wird auf der

Prothesenseite deutlich mehr abgebremst. Die Standardabweichungen sind für die Probanden A und E auf der Prothesenseite, für C auf der erhaltenen Seite im Vergleich zur Restgruppe sehr hoch. Die Korrelationskoeffizienten zeigen mit $r = 0,46$ einen mittleren positiven Zusammenhang zwischen den horizontalen Impulsen der Prothesenseite und der durchschnittlichen Laufgeschwindigkeit sowie $r = -0,18$ für einen niedrigen Zusammenhang zwischen den Impulsen der unversehrten Seite und der Laufgeschwindigkeit. Insgesamt zeigt sich ein inhomogenes Gesamtbild.

Maxima der vertikalen und horizontalen Bodenreaktionskräfte

Die Maxima der vertikalen und horizontalen Bodenreaktionskraft sind in den Bildern 43 und 44 jeweils gegen die Laufgeschwindigkeit aufgetragen.

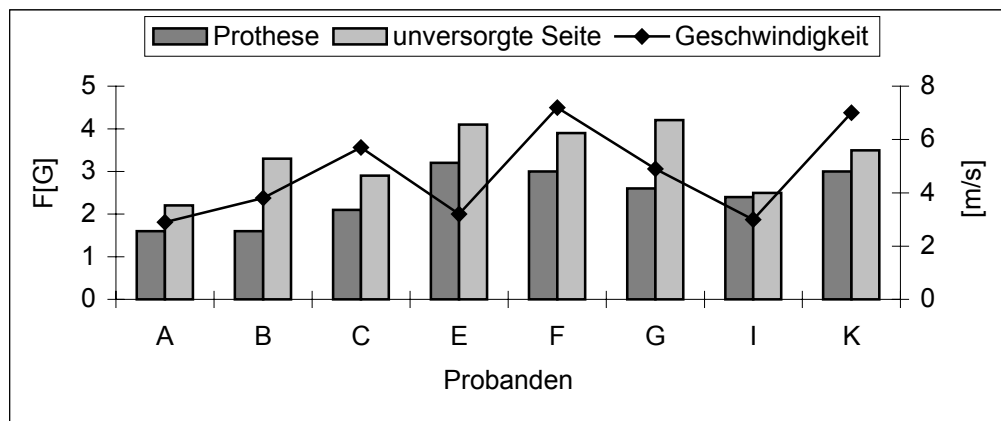


Bild 43: Maxima der vertikalen Bodenreaktionskraft beider Beine gegen die Laufgeschwindigkeit

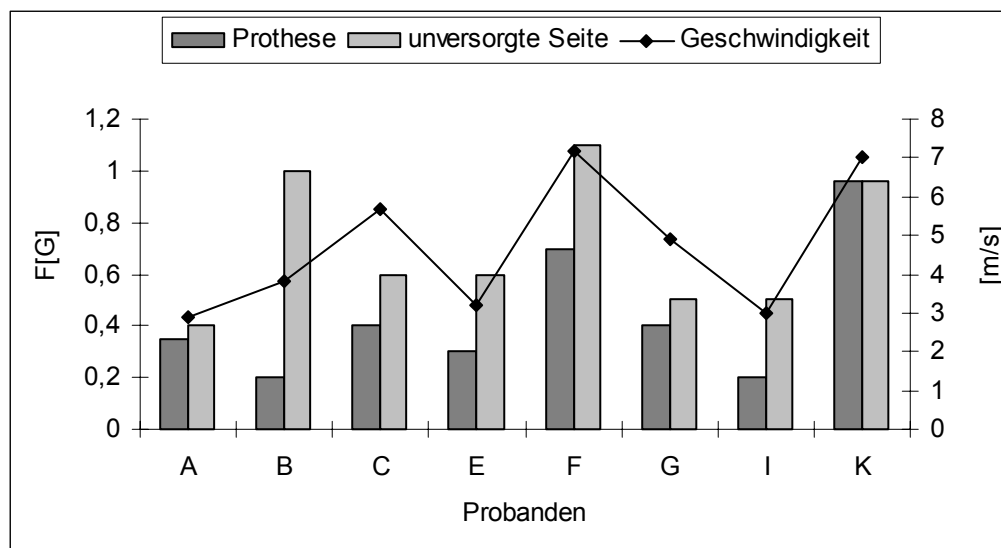


Bild 44: Maxima der horizontalen Bodenreaktionskraft beider Beine gegen die Laufgeschwindigkeit

Bezüglich der vertikalen Maxima kann festgestellt werden, dass alle Probanden auf der gesunden Seite höhere Maxima aufweisen als auf der Prothesenseite. Sie variieren zwischen 1,6 G und 3,2 G auf der Prothesenseite sowie 2,2 G und 4,2 G auf der unversorgten Seite. Die größten Maxima weisen die Probanden E und G auf der unversorgten Seite auf. BAUMANN et al. (1986, 14) haben vertikale Maxima vom 3 - 3,5fachen des Körpergewichtes im Sprintschritt angegeben. Bis auf Proband E und K (3,3 G und 3 G) erreicht keiner der Probanden mehr als das dreifache Maximum der vertikalen Bodenreaktionskraft auf der Prothesenseite. Auf der gesunden Seite liegen die Maxima der Probanden B, C, F und K im Bereich des 3 - 3,5fachen Körpergewichts. Alle drei Leistungssportler weisen somit auf der unversorgten Seite ein vertikales, aktives Maximum auf, das im Bereich von nicht amputierten Sprintern liegt. Die größten Maxima auf der unversorgten Seite der Probanden E und G (4,1 G und 4,2 G) sind passive Maxima. Es besteht ein mittlerer Zusammenhang zwischen den vertikalen Kraftmaxima beider Körperhälften ($r = 0,4$)

Auch hinsichtlich der Merkmalsausprägung des positiven horizontalen Maximums beider Beine und der durchschnittlichen Laufgeschwindigkeit besteht ein mittlerer Zusammenhang ($r = 0,6$; $p = 0,07$). Bis auf Ausnahme des Probanden K sind die Maxima der positiven horizontalen Bodenreaktionskraft auf der unversorgten Seite größer. Die Leistungssportler weisen das größte,

zweit- und viertgrößte Maximum auf der unversorgten Seite auf. Auf der Prothesenseite haben sie von allen Probanden die größten Maxima. Die interindividuellen Unterschiede zwischen den Probanden sind sowohl für die vertikalen als auch für die horizontalen Maxima als auffallend zu bezeichnen.

Abstoßwinkel

Die Abstoßwinkel von der Prothese und der unversorgten Seite im Mittel von je drei Versuchen sind in Bild 45 angegeben.

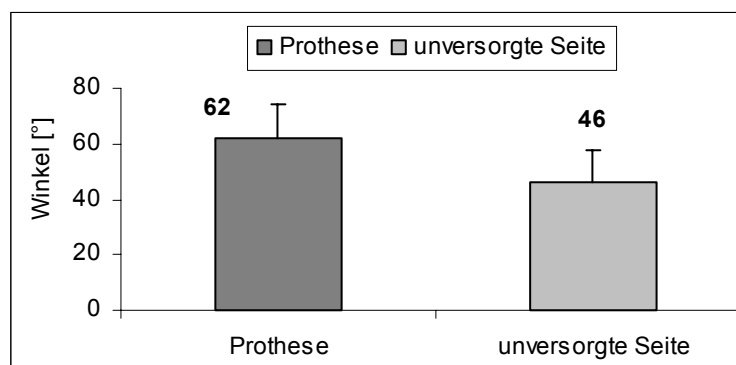


Bild 45: Abstoßwinkel im Mittel (je drei Versuche) aller Probanden von der unversorgten und der Prothesenseite im Lauf

Die Differenz im Vergleich der Prothesen zur erhaltenen Seite beträgt 16° . Von der Prothese wird sich insgesamt senkrechter vom Boden abgedrückt als von der erhaltenen Seite.

Bei Betrachtung der Einzelwerte der Probanden (Bilder 46 und 47) fallen die großen Abstoßwinkel der Probanden G und I auf der Prothesenseite mit 74° und 82° auf, die Probanden drücken sich im fast senkrecht zum Boden ab. Die Abstoßwinkel der Leistungssportler auf der Prothesenseite sind in der Tendenz kleiner als die der Breitensportler, er nähert sich dem Abstoßwinkel der Prothesenseite an. Diese Tendenz lässt sich für die unversorgte Seite nicht beobachten, auffällig ist hier der kleine Abstoßwinkel von 27° des Probanden F.

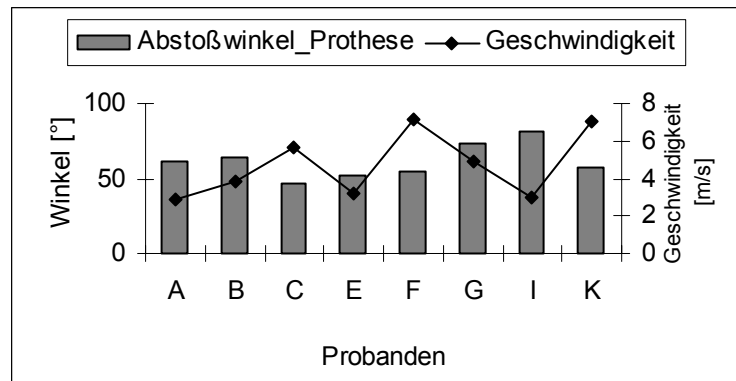


Bild 46: Abstoßwinkel von der Protheseseite im Sprint gegen die Laufgeschwindigkeit

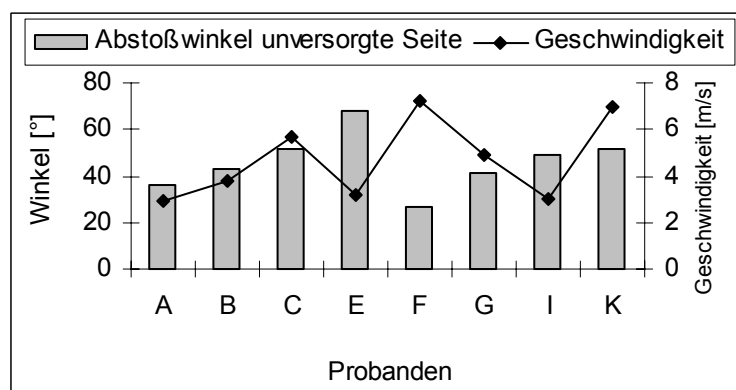


Bild 47: Abstoßwinkel von der erhaltenen Seite im Sprint gegen die Laufgeschwindigkeit

Der positive Zusammenhang zwischen den Abstoßwinkeln auf beiden Seiten und der Laufgeschwindigkeit ist niedrig ($r = -0,4$ auf der Prothesenseite und $r = -0,3$ auf der unversorgte Seite).

3.5 Zusammenfassung der Ergebnisse

Dieses Kapitel schließt die Ergebnisdarstellung ab, indem es die Besonderheiten des Starts und des Sprints Oberschenkelamputierter Athleten zusammenfasst.

Start

Die offenen Gelenkwinkel in der Fertigposition sowie die frühe Aufrichtung der Probanden werden bei nicht amputierten Sprintern als unfunktional gewertet, da dort eine langsame Oberkörperaufrichtung gefordert wird, um die Maximalkraft der Beinstrecker optimal ausnutzen zu können (vgl. Kapitel 1.3.3). In Bezug auf Oberschenkelamputierte muss aber Folgendes bedacht werden:

Betrachtet man den Kniegelenkwinkel im ersten Schritt, so landen alle Probanden mit einem Kniewinkel größer 170° . Der Kniewinkel von K ist deutlich kleiner, sein Erstkontakt erfolgt aber nicht auf der Prothese sondern auf der erhaltenen Seite. Grund für die Landung mit einem Kniewinkel größer 170° ist der Versuch, die so genannte Standphasensicherheit zu wahren. Wird mit einem „zu kleinen“ Beugewinkel gelandet, so bricht die Prothese durch das zwischen der Resultierenden der Bodenreaktionskraft und dem Abstand zum Drehpunkt der Prothese entstehende beugende Drehmoment im Kniegelenk ein. Der minimal einzunehmende Kniebeugewinkel ist, je nach Hersteller und verwendetem Kniepassteil, unterschiedlich. Nach Aussage der Probanden wird unabhängig von den Möglichkeiten der individuellen Kniegelenkeinstellung auf möglichst gestrecktem Knie gelandet, um einen Sturz zu vermeiden. Die schnelle Aufrichtung ermöglicht den Probanden das Aufsetzen einer fast gestreckten Prothese und vermindert das Risiko, mit der Prothese am Boden hängen zu bleiben. Dies gilt insbesondere dann, wenn sich der Athlet für eine im Seitenvergleich der Beinlängen längere Sprintprothese entschieden hat (vgl. Kap. 1.1.2).

Nach Angaben in der Literatur werden beim Start im Hüft- und Kniegelenk spitze Winkel eingenommen und eine Sprintvorlage im Beschleunigungsabschnitt beibehalten, um die Maximalkraft der Beinextensoren optimal auszunutzen (LEHMANN & VOB 1997, 21; vgl. Kap. 1.3.3). Mehrere Autoren (u. a. JACOBS & VANINGEN SCHENAU 192; LIU 1993; FRICK et al. 1995; SCHÖLLHORN 1995) gehen von einer Dominanz der Kniestrecker, insbesondere der Vastusgruppe im Start- und Beschleunigungsabschnitt aus. Nach dem Aufrichten aus der Sprintvorlage übernehmen die Mm. ischiocrurales die Arbeit als Kinetoren. Durch den veränderten muskulären Status nach Oberschenkelamputation können die Kniestrecker in ihrer Kraftentwicklung stark beeinträchtigt, je nach Amputationshöhe sogar teilresektiert sein. Es kann vermutet werden, dass ihre Kraftentwicklung (abhängig von der OP-Technik bzw. der Stumpflänge generell) nicht mehr für den Vortrieb im Startabschnitt ausreicht. Der Proband muss auf die Muskelgruppen zurückgreifen, die ihm noch zur Verfügung stehen. Die Aufrichtung könnte Indiz dafür sein, dass er die Mm. ischiocrurales sofort für den Vortrieb nutzt. Auch für diese Muskelgruppe muss der besondere Muskelstatus berücksichtigt werden, der ebenfalls von der Stumpflänge abhängt. Auf die besondere Bedeutung des M. adductor magnus als „Hilfsmuskel“ für den Vortrieb wurde in Kap. 1.3.4 bereits hingewiesen.

Die Gestaltung der Startschritte ist zu denen Nichtamputierter sehr unterschiedlich und individuell, was sich u. a. in den Standardabweichungen widerspiegelt. Die Probanden stützen sowohl auf der Prothesenseite als auch auf der erhaltenen Seite länger. Es ist zu vermuten, dass der lange Kontakt dem Rotieren des Körpers um die gestreckt aufgesetzte Prothese dient, der KSP muss vor die Unterstützungsstelle gebracht werden. Die im Vergleich zur erhaltenen Seite „steileren“ Abstoßwinkel von der Prothese unterstützen diese Vermutung. Dieser kann auch aus dem Prothesenmaterial resultieren. Hypothetisch könnte die Prothese die Energie aus dem Fußaufsatz nur begrenzte Zeit speichern, sie wird früher wieder abgegeben, als dies bei vorhandener Wadenmuskulatur noch möglich wäre. Zusätzlich kann der lange Kontakt zur optimalen Ausnutzung der Rückstellkraft der Prothese verwendet werden. Der Materialeinfluss zeigt sich deutlich auch im zweiten und dritten

Schritt. Während bei den Breitensportlern sowohl Kurvenverlauf als auch Maxima der vertikalen und horizontalen Bodenreaktionskraft die typische Charakteristik von „Joggingschritten“ aufweisen, kann bei dem Kurvenverlauf der Leistungssportler eine typische Sprintschrittcharakteristik nachgewiesen werden. Der parabelförmige Verlauf weist auf die energiespeichernde Eigenschaft der Carbonfeder hin.

Obleich sich bei allen Startern große individuelle Unterschiede bezüglich der Starttechnik ergeben, nimmt Proband K eine Sonderstellung ein. Sowohl im interindividuellen Vergleich als auch in Kontrast zu den Referenzwerten nicht amputierter Starter ist der erste Bodenkontakt nach Verlassen des Blocks sehr kurz, der Gesamtimpuls ist negativ, der Schritt wird nicht für den Vortrieb, sondern für einen fast senkrechten Abdruck vom Boden genutzt, worauf der Abstoßwinkel von 88° hindeutet. Der Kontakt wird auf der gesunden Seite ausgeführt, während alle anderen Probanden auf der Prothese aufsetzen. Das Maximum der vertikalen Bodenreaktionskraft beträgt 3,8 G und weist damit einen Wert auf, den nicht amputierte Sportler erst im Lauf mit Maximalgeschwindigkeit erreichen (vgl. BAUMANN et al. 1986, 14). Der Gesamtverlauf der vertikalen Bodenreaktionskraft zeigt einen parabelförmigen Verlauf. Alle Parameter deuten darauf hin, dass sich der Proband schnellkräftig von der gesunden Seite abstößt, wobei er den Bodenkontakt nur kurz gestaltet. Ziel des „Auftakthüpfers“ könnte es sein, möglichst viel Distanz in einer kleinen Zeit zu überwinden. Das senkrechte Abdrücken ermöglicht dem Probanden, die Landung auf fast gestrecktem Prothesenknie (Schritt 2) vorzubereiten und die Prothese so zu belasten, dass ausreichend Rückstellkraft der Carbon-Feder für den Vortrieb genutzt werden kann.

Lauf

Die Betrachtung der durchschnittlichen Geschwindigkeiten im Lauf ergibt, dass nur von den Leistungssportlern C, F und K Geschwindigkeiten über 20 km/h erreicht wurden, die auf einen schnellen Lauf schließen lassen. Wie im Folgenden noch erläutert wird, kann bei den Breitensportlern von einer Schrittgestaltung ausgegangen werden, wie sie für das „Joggen“ im Freizeitbereich

typisch ist. Die Laufgeschwindigkeit von 4,9 m/s für die Probandin G war im Vergleich zu den erreichten Geschwindigkeiten der anderen Breitensportler sehr hoch, auf die Besonderheiten ihres Laufstils wird detailliert eingegangen. Bei der Betrachtung der eingenommenen Hüft- und Kniewinkel beider Beine wird die Tendenz zur Wahrung der Standphasensicherheit bei Fußaufsatz beibehalten.

Der eingenommene Hüftwinkel im Hinterstütz ist auf der Prothesenseite kleiner als auf der gesunden. Bis auf Proband A zeigen alle Probanden im Moment des Fußabdrucks auf der unversorgten Seite eine überstreckte Hüfte, der Hüftwinkel der Leistungssportler ist dabei im Vergleich zu den Breitensportlern noch größer und wird in der hinteren Schwungphase sogar noch weiter minimal geöffnet. Dieses „Durchschwingen“ des Oberschenkels entgegen der Laufrichtung im Sinne eines „Anfersens“ zeigt außer den Leistungssportlern nur noch die Probandin G auf der gesunden Seite. Auf der Prothesenseite überstrecken nur die Probanden C und G ihre Hüfte, allerdings ist der eingenommenen Hüftwinkel im Moment des Fußabdrucks für die Leistungssportler größer als für die Breitensportler. Um den M. rectus femoris vorzuspannen (dies ermöglicht ein schnelleres „Nach-vorne-Bringen“ des Schwungbeines, vgl. Kap. 1.3.4) ist jedoch die Überstreckung der Hüfte nach Lösen des zukünftigen Schwungbeines in der hinteren Schwungphase notwendig. Insbesondere die auf der Prothesenseite eingenommenen Hüftwinkel lassen vermuten, dass es nicht zu einer optimalen Vordehnung der vorderen Oberschenkelmuskulatur kommt, welche ein explosives „Nach-vorne-Bringen“ des Schwungbeins erlaubt. Hier ist demnach ein großes Verbesserungspotential durch eine veränderte Bewegungsausführung zu erwarten.

Die Stützphasendauern im Lauf entsprechen bei den amputierten Leistungssportlern denen Nichtamputierter, sind bei den Breitensportlern jedoch länger. Die Horizontalimpulse sowie die Maxima der Bodenreaktionskräfte der einzelnen Läufer sind sehr heterogen. Die intra-individuellen Standardabweichungen von bis zu 150 % zeigen, dass die Gestaltung der Schritte von Lauf zu Lauf variiert. Die Maxima der vertikalen Bodenreaktionskräfte der amputierten Leistungssportler liegen ebenfalls im

Bereich Nichtamputierter. Generell sind sie auf erhaltenen Seite größer als auf der Prothesenseite. Die Probanden E und G weisen auf dieser Seite sehr große Maxima auf, die bei Beibehalten dieser Lauftechnik zu einer Schädigung im Sinne einer Überbeanspruchung des passiven Bewegungsapparates führen könnten (vgl. HENNING & LAFORTUNE 1991), da es sich in beiden Fällen um ein passives Maximum handelt. Dies wird in Kapitel 4 aufgegriffen und diskutiert. Der Zeitpunkt des ersten Maximums bei den Breitensportlern zeigt u. a., dass es sich bei ihnen nicht um einen sprinttypischen Ballenlauf sondern um einen Aufsatz mit der Ferse handelt, was durch die grafische Darstellung der Kurvenverläufe noch unterstützt wird. Die Maxima der horizontalen Bodenreaktionskraft sind auf der gesunden Seite größer (Ausnahme ist Proband K, dessen Maxima auf beiden Seiten gleichgroß sind), dies entspricht der Tendenz, mit der unversorgten Seite zu beschleunigen.

Neben der Betrachtung der zeitdiskreten dynamografischen Merkmale zeigt insbesondere die Gesamtbetrachtung der vertikalen Bodenreaktionskraft die Individualität der Schrittgestaltung. Die Kurven der Breitensportler ähneln in ihrer Gesamtcharakteristik „Joggingkurven“ nicht amputierter Breitensportler mit deutlichem Fersenaufsatz, was sich durch die erreichten durchschnittlichen Laufgeschwindigkeiten bestätigen lässt.

Der Laufstil der Probandin G weist im Vergleich sehr individuelle Charakteristiken auf, die im Folgenden gesondert dargestellt werden.

Sie ist die Schnellste aller Breitensportler und nur um 26 % langsamer als die Leistungssportler im Durchschnitt. Ihre vertikale Schwankung des KSP ist am zweitkleinsten, d. h. ihr Lauf gestaltete sich im Verlauf ökonomischer. Bemerkenswert dabei ist die relativ große Differenz von 33° zwischen dem Abstoßwinkel auf der unversorgten Seite (41°) und der Prothesenseite (71°). Eine Erklärungsmöglichkeit ist die Annahme, dass die von der Probandin getragene Alltagsprothese auf Grund ihrer Materialeigenschaften keinen flacheren Abstoßwinkel zulässt, sie aber durch individuelle Anpassung an diesen Winkel den Lauf effizienter gestalten kann. Ebenfalls fällt das große passive Maximum der vertikalen Bodenreaktionskraft auf (4,2 G). Ihre Bodenkontaktphasen sind gleichlang und sie beschleunigt mit beiden Beinen. Auch sie landet mit fast gestrecktem Prothesenknie, beugt dieses in der

Schwungphase aber mehr als das unversorgte Bein. Im Verhältnis nimmt sie in beiden Knien in der Schwungphase kleinere Winkel ein. In der hinteren Schwungphase überstreckt sie auf beiden Seiten die Hüfte und vergrößert den Hüftwinkel nach Fußabdruck noch, d. h. sie lässt den Oberschenkel entgegen der Laufrichtung nach hinten ausschlagen. Ihr Laufstil ist beidseitig sehr symmetrisch und nähert sich der Charakteristik Nichtamputierter an.

Im Gegensatz zu allen Probanden, welche durch ein Trauma ihr Bein verloren haben, wurde die Probandin G mit nur einem Bein geboren. Dies könnte ihr „spontanes“ Laufverhalten erklären, da sie nicht wie die Vergleichsgruppe das Gehen nach Amputation neu erlernen musste, da das Bewegungsmuster bereits seit dem Kleinkindalter hoch geübt ist. Zu vermuten ist, dass das schnellere Laufen durch den natürlichen Umgang mit der Behinderung leichter fällt, da sie insgesamt sicherer im Umgang mit der Prothese ist.

Die abschließende Einzelbetrachtung der interindividuellen Standardabweichungen zeigt, dass die Werte des gebeugten Knies über die Schwungphase und des Kniewinkel im Abstoß als kinematische Parameter auf der Prothesenseite doppelt so groß sind wie auf der unversehrten Seite. Bei den dynamometrischen Merkmalen Maxima der Bodenreaktionskräfte und den Impulsen sind sie ebenfalls sehr groß. Dies sind Hinweise auf die großen interindividuellen Unterschiede in den Gelenkwinkeln im Lauf und deuten auf eine jeweils unterschiedliche, individuelle Schrittgestaltung insbesondere mit der Prothesenseite der einzelnen Probanden hin.

Betrachtet man zusammenfassend die interne Korrelation der untersuchten Merkmale, so ist ein hoher Zusammenhang zwischen der Merkmalsausprägung der mittleren horizontalen Laufgeschwindigkeit und

- kleiner Schwungphasendauer auf der Prothesenseite
- kleinem Kniewinkel auf der unversehrten Seite über die Schwungphase
- kleinem Kniewinkel bei Landung auf der Prothesenseite
- überstreckter Hüfte beider Beine in der hinteren Schwungphase
- abnehmenden Bodenkontaktzeiten beider Beine

festzustellen.

Der Zusammenhang zwischen verkürzter Schwungphasendauer auf der Prothesenseite und zunehmender Laufgeschwindigkeit untermauert die Überlegungen des Modellansatzes, durch Computersimulationen die Schwungphasendauern auf der Prothesenseite zu verkürzen. Hier kann auf mögliche Leistungsreserven geschlossen werden.

Die in der Literatur geforderte Abnahme der Stützphasendauer als ein leistungsbestimmendes, dynamometrisches Merkmal konnte ebenfalls in der dargestellten Untersuchung für die untersuchte Stichprobe als leistungsrelevant festgestellt werden.

3.6 Ergebnisse der Computersimulation

Dieses Kapitel präsentiert die Resultate der Computersimulation. Die Zusammenfassung der wichtigsten Ergebnisse der Simulationsrechnungen findet sich im Abschluss des Kapitels.

Für die Computersimulation wurden in Anlehnung an die Ergebnisse der Laufstudie (s. Kapitel 3.5) nur die Daten der Leistungssportler verwendet, da ihre Laufgeschwindigkeit einem Sprintlauf am nächsten kommt und das Bewegungsmuster nicht auf ein „Joggen“ schließen lässt.

Zunächst werden die Kraft- / Zeitkurven sowie die Gelenkwinkelverläufe dieser Probanden vorgestellt (Bilder 49 bis 60).

Die Darstellung der Bodenreaktionskräfte je Start oder Sprint sowie die synchronisierte Darstellung von Hüft- und Kniewinkel der Prothesenseite befinden sich jeweils untereinander auf einer Seite. Die Winkelverläufe der unversorgten Seite werden nicht dargestellt, da diese experimentellen Daten nicht in die Computermodellierung eingegangen sind.

Bei den Starts beginnt die Sequenz immer links mit dem Aufsetzen der Prothese (1 Schritt). Der zweite Schritt wird mit der unversorgten Seite ausgeführt, der dritte stellt wieder die Bodenreaktionskräfte der Prothesenseite dar. Die Reihenfolge: Kontakt auf Prothese, unversorgte Seite, Prothese wird mit Ausnahme von Proband K von allen Probanden beibehalten (vgl. S. 102).

Im Sprint kann der erste Kontakt auf der Kraftmessplatte mit der Prothese oder der unversehrten Seite erfolgen. Um welchen Schritt es sich handelt, ist in der jeweiligen Legende vermerkt.

Die Bodenreaktionskräfte beziehen sich demnach auf beide Beine, die sich jeweils unter dieser Darstellung stehende synchronisierte Illustration der Winkelverläufe zeigt die Stand- und Schwungphase der Prothesenseite an (siehe Bild 48):

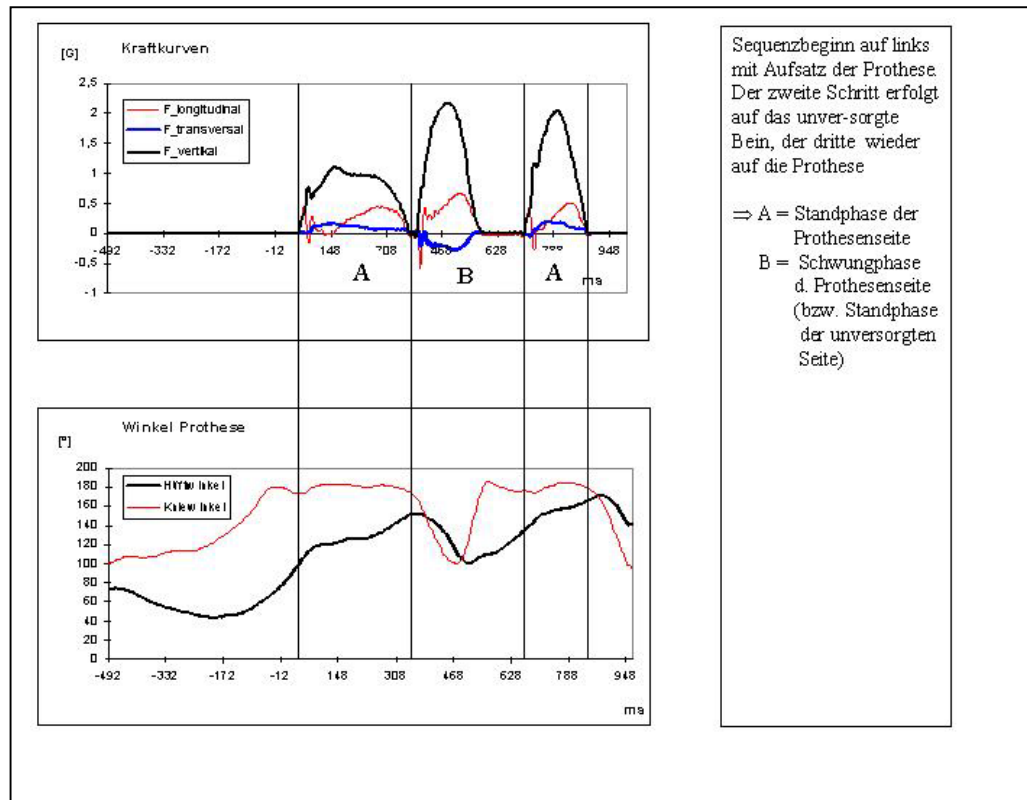


Bild 48: Synchronisierte Darstellung der Bodenreaktionskräfte, angegeben in Gewichtskraft G sowie der Winkelverläufe in Grad der Prothesenseite von Proband C beim Start

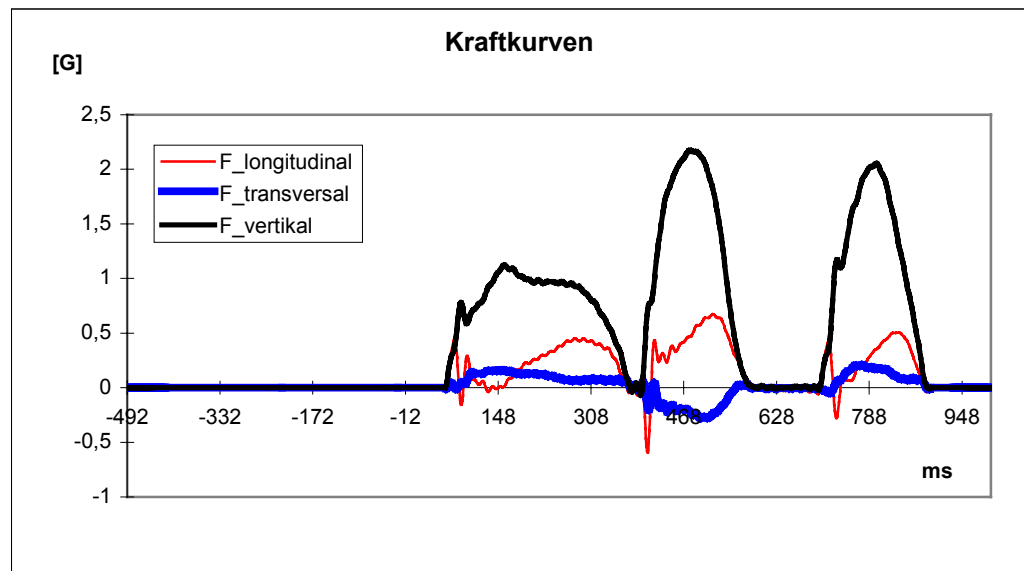


Bild 49: Darstellung der Bodenreaktionskräfte beider Beine beim Start des Probanden C. Die Sequenz beginnt links mit dem Aufsatz der Prothesenseite, der zweite Schritt erfolgt auf der erhaltenen Seite, der dritte Bodenkontakt erfolgt wieder mit der Prothese.

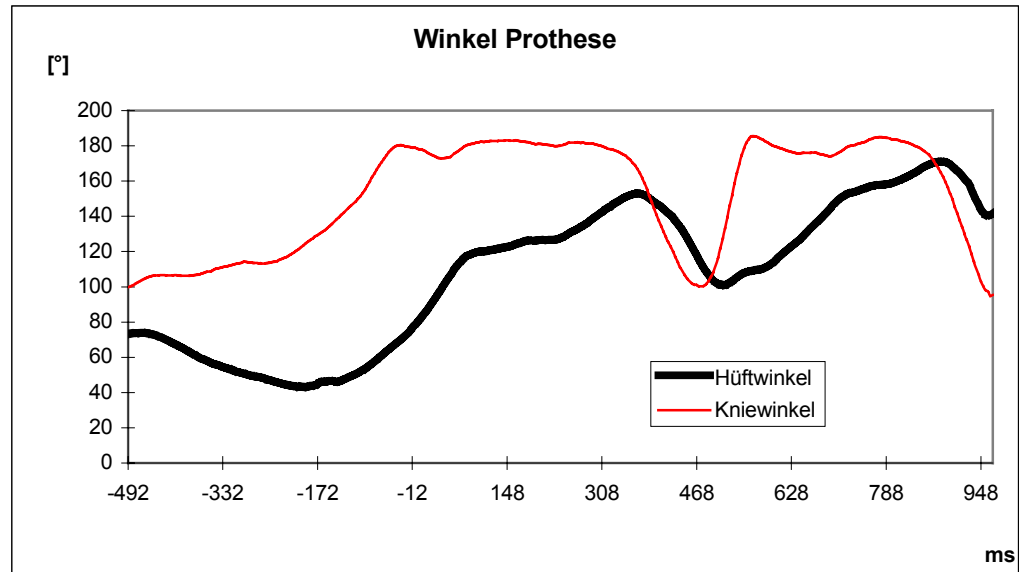


Bild 50 : Darstellung von Hüft- und Kniewinkelverlauf des Probanden C beim Start
Darstellung der Prothesenseite. Die Sequenz beginnt links mit der Standphase auf der Prothese
bei 61 ms. Bei 369 ms beginnt die Schwungphase der Prothesenseite, bei 707 ms erfolgt wieder
Bodenkontakt mit der Prothesenseite

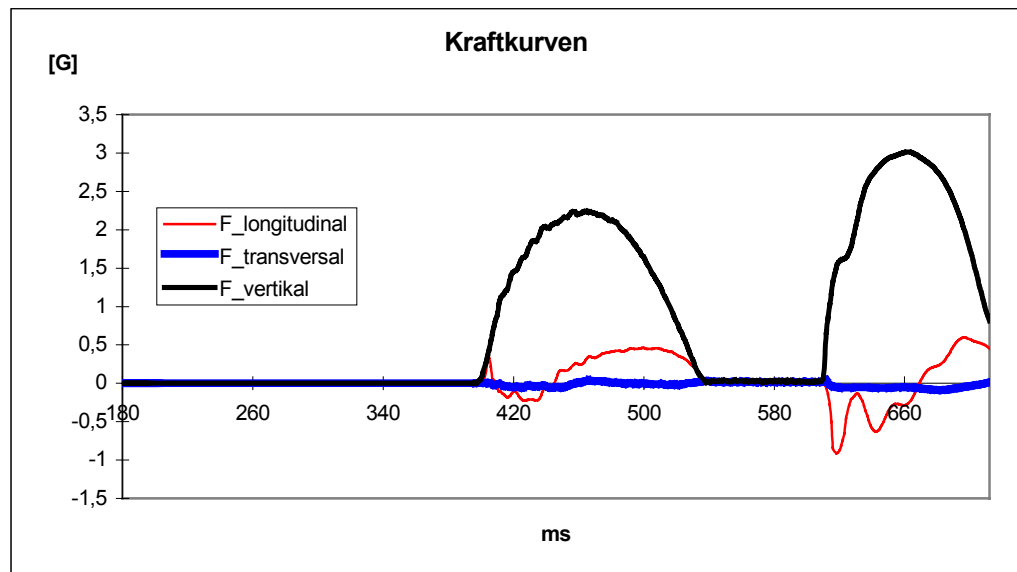


Bild 51: Darstellung der Bodenreaktionskräfte vom Sprint des Probanden C
Die Sequenz beginnt links mit dem ersten Bodenkontakt auf die Prothese. Der zweite Schritt
erfolgt auf der erhaltenen Seite

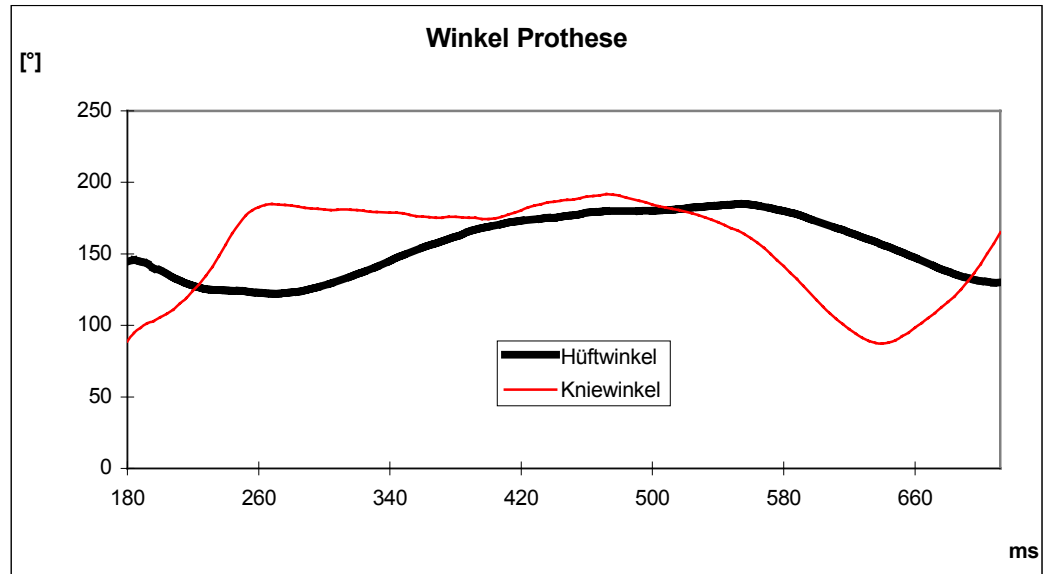


Bild 52: Darstellung des Hüft- und Kniewinkelverlaufs der Prothesenseite des Probanden C beim Sprint

Die Standphase der Prothese beginnt bei 401 ms und endet bei 532 ms, womit die Schwungphase des Prothesenbeins eingeleitet wird

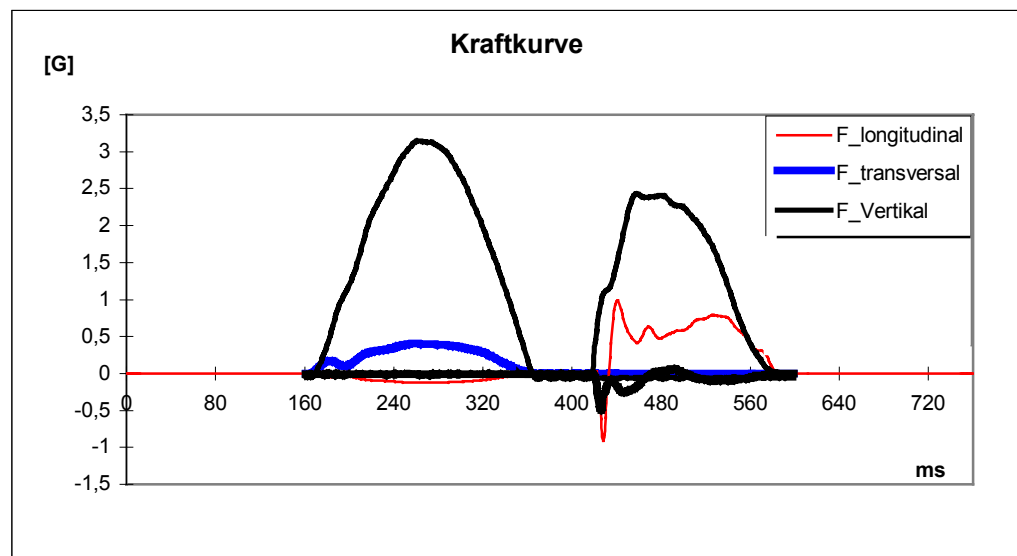


Bild 53: Darstellung der Bodenreaktionskräfte beider Beine vom Start des Probanden K
Die Sequenz beginnt links mit dem Aufsatz der erhaltenen Seite, der zweite Schritt erfolgt ebenfalls auf die erhaltene Seite, der dritte Bodenkontakt auf die Prothese wurde nicht erfasst

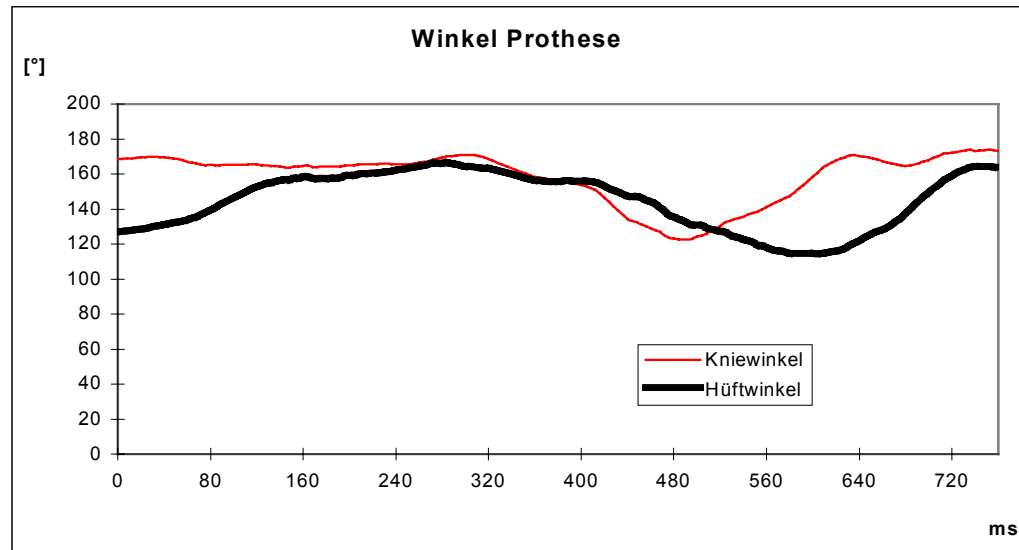


Bild 54: Darstellung von Hüft- und Kniewinkelverlauf des Probanden K beim Start
Dargestellt wird die Prothesenseite. Die Sequenz beginnt links mit der Standphase auf der Prothese bei 161 ms. Bei 360 ms beginnt die Schwungphase der Prothesenseite

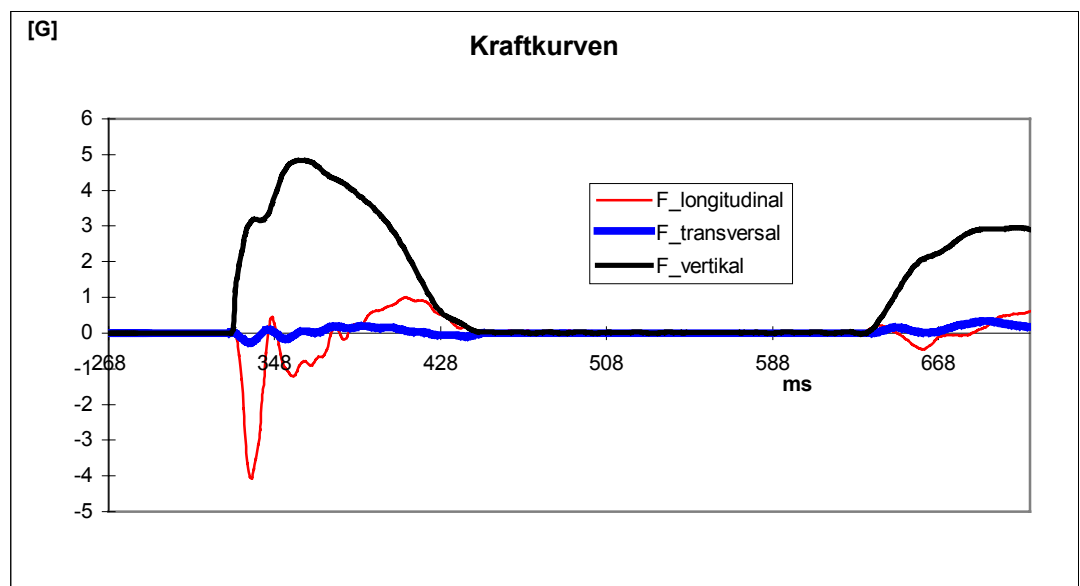


Bild 55: Darstellung der Bodenreaktionskräfte vom Sprint des Probanden K
Die Sequenz beginnt links mit dem ersten Bodenkontakt auf der erhaltenen Seite. Der zweite Schritt erfolgt auf die Prothese

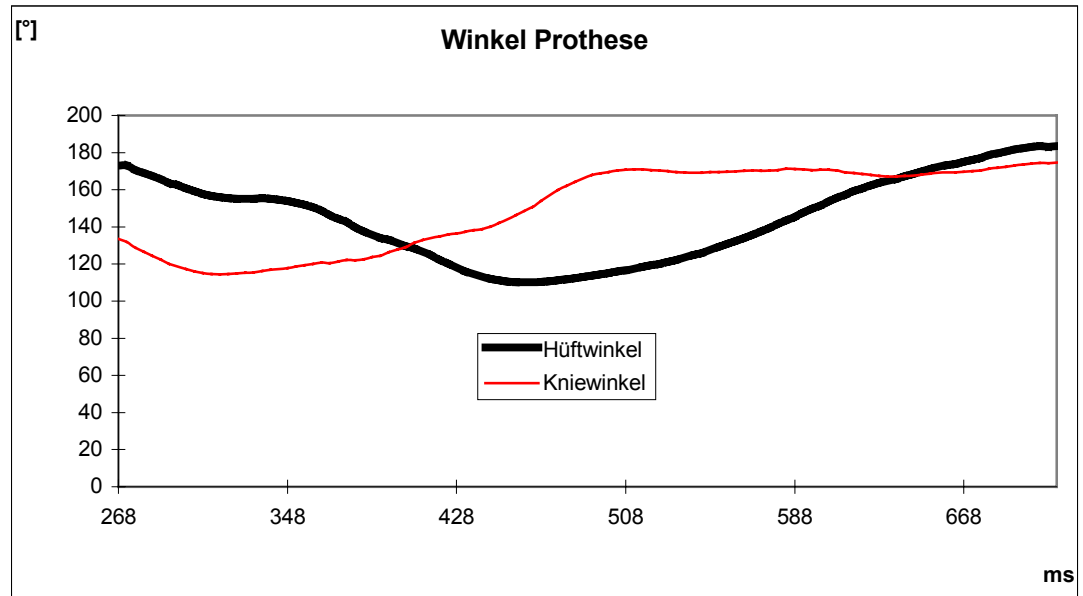


Bild 56: Darstellung des Hüft- und Kniewinkelverlaufs der Prothesenseite des Probanden K beim Sprint

Die Schwungphase der Prothesenseite beginnt bei 328 ms und endet bei 636 ms. Es schließt sich die Standphase der Prothese an

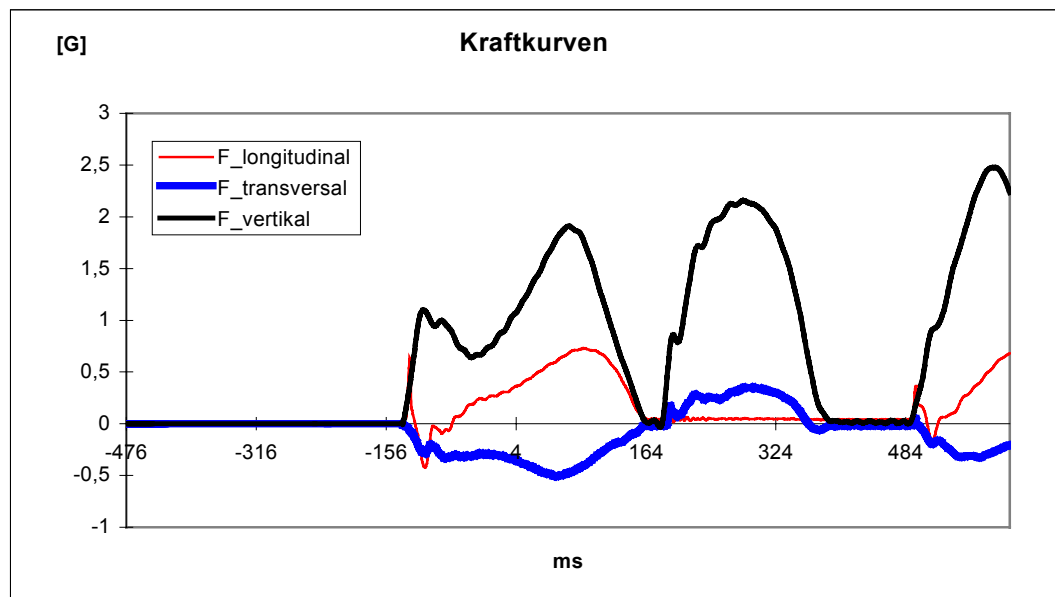


Bild 57: Darstellung der Bodenreaktionskräfte beider Beine vom Start des Probanden F

Die Sequenz beginnt links mit dem Aufsatz der Prothesenseite, der zweite Schritt erfolgt auf der erhaltenen Seite, der dritte Bodenkontakt wird mit der Prothesenseite ausgeführt

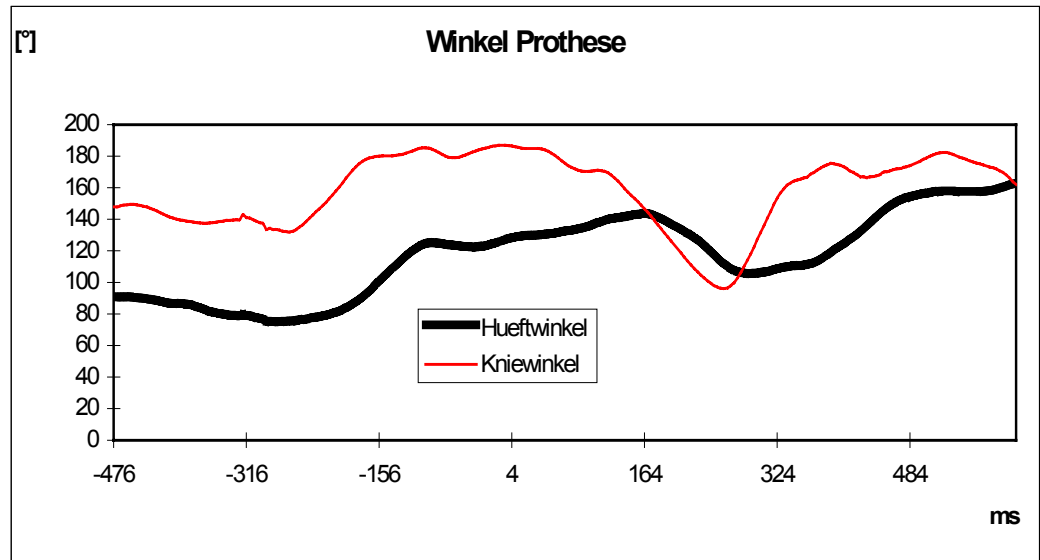


Bild 58: Darstellung von Hüft- und Kniewinkelverlauf des Probanden F beim Start
 Dargestellt wird die Prothesenseite. Die Sequenz beginnt links mit der Standphase auf der Prothese bei -132 ms. Bei 157 ms beginnt die Schwungphase der Prothesenseite, bei 494 ms erfolgt der Bodenkontakt mit der Prothesenseite

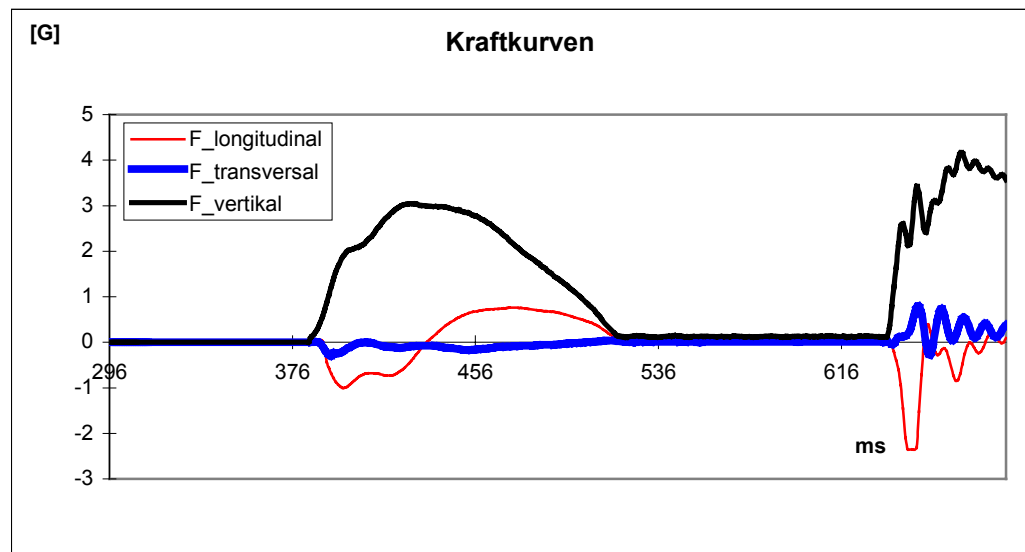


Bild 59: Darstellung der Bodenreaktionskräfte vom Sprint des Probanden F
 Die Sequenz beginnt links mit dem ersten Bodenkontakt auf die Prothese. Der zweite Schritt erfolgt auf der unversehrten Seite

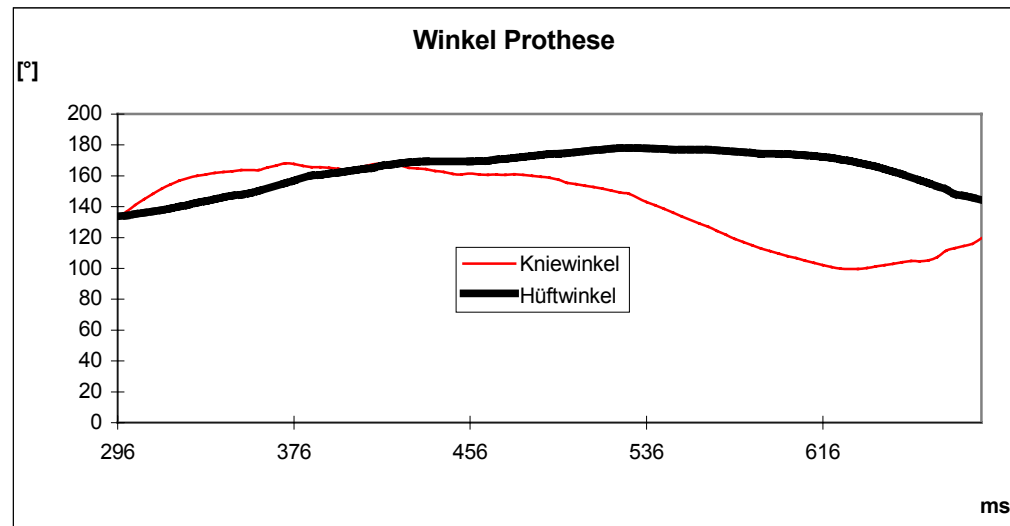


Bild 60: Darstellung des Hüft- und Kniewinkelverlaufs der Prothesenseite des Probanden F beim Sprint

Die Standphase der Prothese beginnt bei 384 ms und endet bei 517 ms, womit die Schwungphase des Prothesenbeins eingeleitet wird

Insbesondere der Verlauf des Kniegelenkwinkels der Probanden C und F in der Beschleunigungsphase (Bild 52 und 60) zeigt, dass das Knie in der vorderen Schwungphase sehr schnell in die Streckung gebracht wird. Die Unterschenkeleinheit wird schnellkräftig nach vorne durchgeschwungen und schlägt arretiert in gestreckter Position an. Ein weiteres Ziel der Modellierung war deshalb, nicht nur die Schwungphase zu verkürzen, sondern auch die Kniebeugung und -streckung unter energetischen Gesichtspunkten zu modifizieren, indem der Kurvenanstieg sowohl während der Beugung als auch der Streckung des Kniegelenks flacher gestaltet wurde. Dies verringert die Beuge- und Streckgeschwindigkeit des Knies. Das dadurch verkleinerte Trägheitsmoment ist zudem Voraussetzung, dass der Hüftwinkel schneller die Landeposition einnehmen kann.

3.6.1 Der Einfluss der Unterschenkelmasse (Carbon-Feder der Prothese)

Um den Einfluss der Unterschenkelmasse zu erfassen, werden die ermittelten Dämpfermomente im Knie mit den Nettogelenkmomenten verglichen (s. Kapitel 2.4.4). Bei Verschiebung des Massenschwerpunkts der Carbon-Feder der Prothese nach distal (Richtung Prothesenrundung) ergibt sich während der Schwungphase im Kniegelenk in der Flexion (Arbeit gegen die Schwerkraft) eine Vergrößerung des Dämpfermoments. In der Arbeit mit der Schwerkraft (Extension) wird das Moment dementsprechend reduziert. Nach Berechnung des Schwerkrafteinflusses (vgl. Kapitel 2.3.4) wurde von einer Variation der Schwerpunkte der Unterschenkeleinheit jedoch abgesehen. Wie aus den Bildern 61 und 62 zu sehen, hat die Unterschenkelmasse einen stärkeren Einfluss auf das Schwerkraftmoment M_s als der Abstand zwischen dem Boden und dem Kniedrehpunkt.

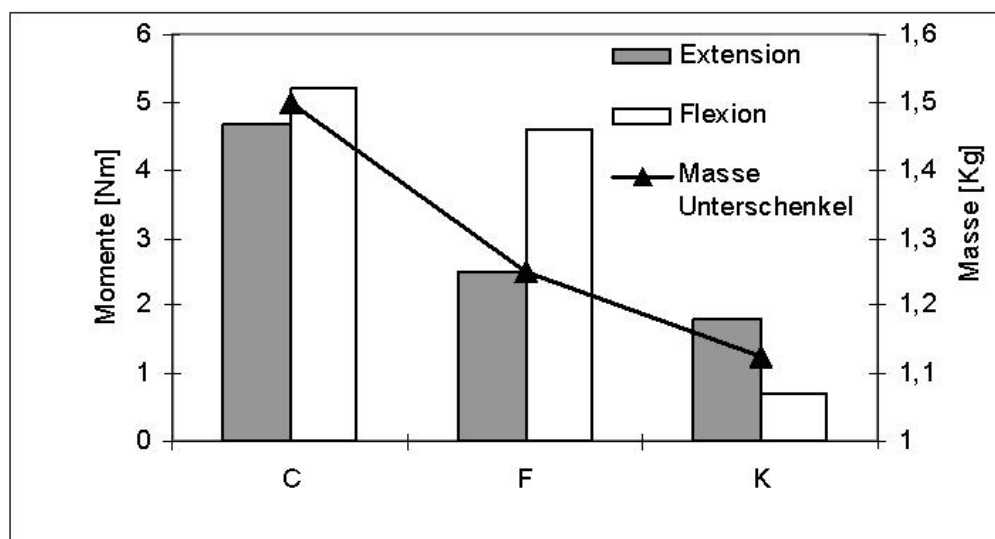


Bild 61: Maximaler Unterschied in Nm zwischen den ermittelten Dämpfermomenten und den Nettogelenkmomenten für die Probanden C, F und K in der Flexion und Extension
Darstellung mit der Masse der Unterschenkeleinheit (Schwungphase)

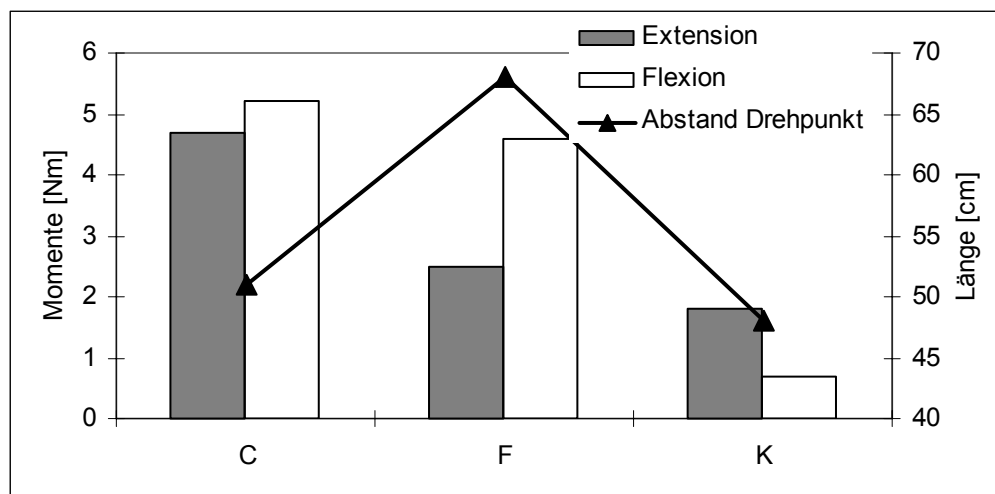


Bild 62: Maximaler Unterschied in Nm zwischen den ermittelten Dämpfermomenten und den Nettogelenkmomenten für die Probanden C, F und K der Flexion und Extension
Darstellung mit Abstand Drehpunkt Kniegelenk zum Aufsatzpunkt Prothesenspitze (Boden)

Eine einfache Bewertung des Effektes der Unterschenkelmasse wird im Folgenden vorgestellt:

In der hinteren Schwungphase muss im Kniegelenk gegen die Schwerkraft gebeugt werden, daher ist hier das Schwerkraftmoment M_S vergleichsweise groß (bis zu maximal 5,2 Nm). Das Nettogelenkmoment hingegen erreicht in diesem Bereich nur kleine Werte in der Größenordnung von 10 Nm, so dass der Anteil des Schwerkraftmomentes M_S mehr zum Tragen kommt. In der vorderen Schwungphase treten deutlich größere Nettogelenkmomente von bis zu 80 Nm auf. Der Anteil des Schwerkraftmomentes M_S geht auf im Mittel 5 % zurück. Insgesamt ist der Einfluss des Schwerkraftmomentes M_S auf die Gesamtbewegung (Schwungphase) von untergeordneter Bedeutung; eine Variation des Unterschenkelschwerpunkts kann sich nur anteilig auswirken. Eine Variation der Massenschwerpunkte der Unterschenkeleinheit in den Simulationsrechnungen ist zwar prinzipiell möglich, hätte den Rechenaufwand aber immens vergrößert, da ein weiterer Parameter variiert werden muss. Auf Grund der oben dargestellten untergeordneten Bedeutung und dem Hauptanliegen, den Einfluss einer veränderten Bewegungsausführung zu simulieren und nicht die Bedeutung unterschiedlichen Materials auf die Bewegung zu berechnen, wurde auf weitere diesbezügliche Simulationsrechnungen verzichtet.

3.6.2 Simulationsrechnungen mit Gelenkmomentsvariationen

Wie im Kapitel Methodik bereits erläutert, beschreiben die Parameter K , D und M_k technische Eigenschaften der Prothese. M_k ist ein konstantes Drehmoment, welches das Computerprogramm DADS 9.0 als festen Eingabeparameter benötigt. Bezogen auf das Hüftgelenk ist der Betrag von M_k ein Hinweis für die muskuläre Leistungsfähigkeit des Prothesenträgers.

Die simulierten Ergebnisse der Variationen von Hüft- und Knieparametern während einer Schwungphase wurden mit den experimentell gemessenen Daten der amputierten Sprinter verglichen. Ziel in allen Versuchen war es, die Schwungphase unter Wahrung der Schrittlänge zu verkürzen, indem die Endstellung von Hüft- und Kniegelenk zu Beginn der neuen Standphase (im Vergleich zu den experimentellen Daten) früher erreicht wird.

Zusätzlich wurde das Kriterium der Standphasensicherheit²⁵ erfüllt, indem auf ausreichend große Nettomomente im Knie zum Zeitpunkt der Landung geachtet wurde.

Bei den durchgeführten Simulationen wurden die in Tabelle 13 aufgeführten Parameter variiert:

Tab. 13: In den Simulationsrechnungen variierte Parameter ($\omega_{0 \text{ Knie}}$: Kniewinkelgeschwindigkeit zu Beginn der Schwungphase)

	Kniegelenk	Hüftgelenk
Parameter	$K, D, M_k, M_{nk}, \omega_{0 \text{ Knie}}$	M_k, M_{nk}

Zunächst wurden die Parameter systematisch variiert, welche die technischen Eigenschaften des Prothesenkniees beschreiben.

²⁵ Standphasensicherheit bedeutet, dass im Kniegelenk bei Fußaufsatz ein Winkel eingenommen wird, bei dem die Prothese nicht einbricht (Anm. d. Verf.).

3.6.2.1 Variation der Rotationsfeder- und Dämpferkonstanten

Durch Variation der Feder- und Dämpferkonstanten K , D sowie des konstanten Kniemoments M_k konnten die „technischen“ Parameter des Kniegelenks verändert werden. Der Einfluss einer veränderten Bewegungsausführung durch Einlesen veränderter muskulärer Drehmomente in der Hüfte wurde zunächst nicht berücksichtigt.

Die erzielten Schwunghasenverkürzungen stellt Tabelle 14 dar:

Tab. 14: Max. Schwunghasenverkürzung in ms der Probanden F und K in Hüft- und Kniegelenk. Schw.-Verk. = Schwunghasenverkürzung

* da der Sprinter erst dann landen kann, wenn beide Gelenke landebereit sind, bezieht sich die Gesamtschwunghasenverkürzung immer auf das „später“ landebereite Gelenk, welches sich durch den kleineren Betrag in ms ausweist

Proband	Schw.-Verk. Hüfte [ms]	Schw.-Verk. Knie [ms]	Maximale Schw.- Verk. [ms]*
F	26	23	23
K	32	21	21

Nach Variation der technischen Parameter konnte der Proband F im besten Simulationsversuch seine Schwunghase um 23 ms verkürzen, d. h. in der Simulation erreichte er die Landeposition aus dem Originalversuch bereits 23 ms früher. Proband K war 21 ms eher landebereit.

Im Fall des Probanden A konnte durch das alleinige Verändern der technischen Knieparameter die Schwunghase nicht verkürzt werden.

3.6.2.2 Einfluss der Kniewinkelgeschwindigkeit

Neben der Variation der technischen Feder- und Dämpfereigenschaften des künstlichen Kniegelenks erwies sich die Kniewinkelgeschwindigkeit zu Beginn der Schwunghase als ein wichtiger Parameter zur Reduktion der Schwunghase.

Im Folgenden wurden zunächst technische Parameter im Kniegelenk verändert (Bilder 64 und 65), die eingegebenen Kniewinkelgeschwindigkeit (ω_{Knie}) betrug $-745 \text{ }^\circ/\text{s}$ (-13 rad/s)²⁶.

In der zweiten Simulation (Bild 66 und 67) wurden alle Parameter konstant gehalten, nur der Anfangswert der Kniewinkelgeschwindigkeit wurde vergrößert ($\omega_{\text{Knie}} = -860 \text{ }^\circ/\text{s}$ bzw. -15 rad/s).

Diese eingelesene Kniewinkelgeschwindigkeit wurde in der Studie experimentell erfasst. Wie aus Bild 63 ersichtlich, ist sie auch in der Literatur zu finden:

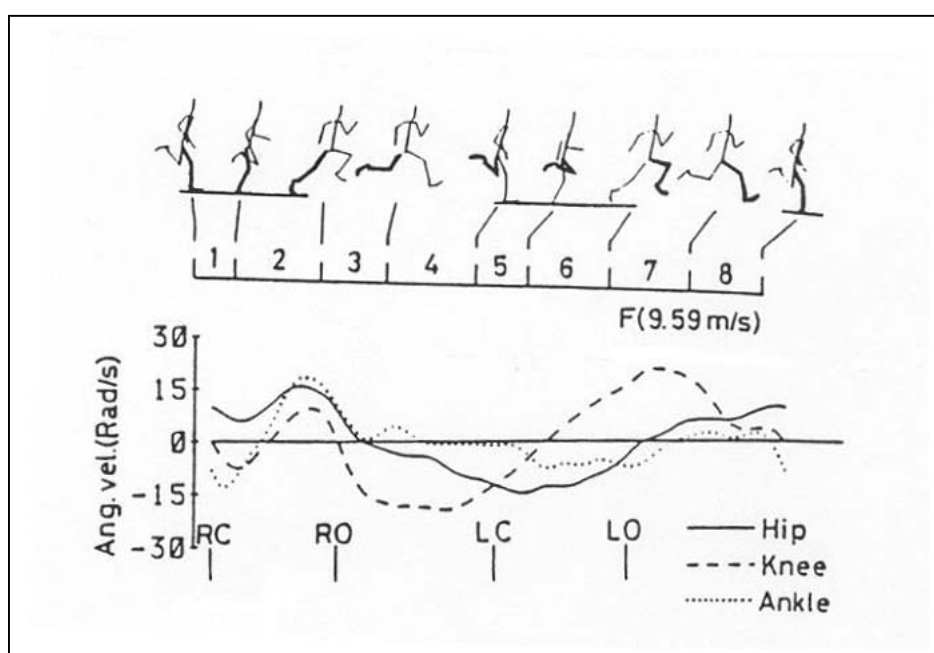


Bild 63: Kniewinkelgeschwindigkeit in rad/s für die Schwungphase eines Sprintschritts
 Laufgeschwindigkeit = 9,59 m/s
 mod. nach AE et al 1987, 896

Das Verändern des Anfangswerts der Kniewinkelgeschwindigkeit bewirkte im Fall des Probanden F eine weitere Schwungphasenverkürzung. Die Bilder 64 bis 67 zeigen jeweils den originalen und simulierten Hüft- und Kniewinkelverlauf, d. h. den Winkelverlauf entnommen aus den experimentellen Daten (originaler Verlauf) und den Gelenkwinkelverlauf nach Einlesen einer vergrößerten Kniewinkelgeschwindigkeit zu Beginn der Schwungphase.

²⁶ Dieser Wert wurde auch von den Breitensportlern erreicht (Anm. d. Verf.).

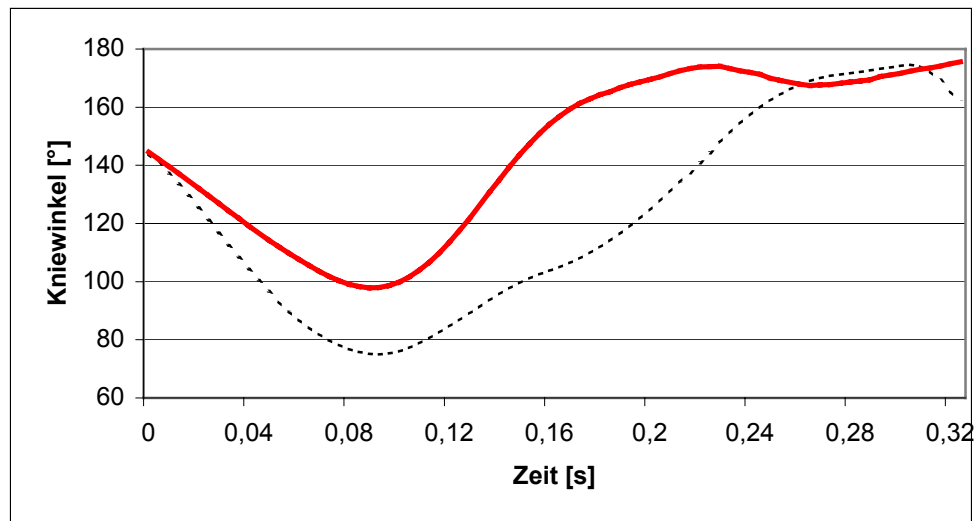
Proband F: Kniewinkelgeschwindigkeit: -745 °/s (-13 rad/s)


Bild 64: Originaler und simulierter Kniewinkelverlauf Proband F nach Eingabe veränderter technischer Parameter im Kniegelenk

$$\omega_{\text{Knie}} = -745 \text{ } ^\circ/\text{s} \text{ (-13 rad/s)}$$

- = Originalverlauf
- - - - = simulierter Verlauf

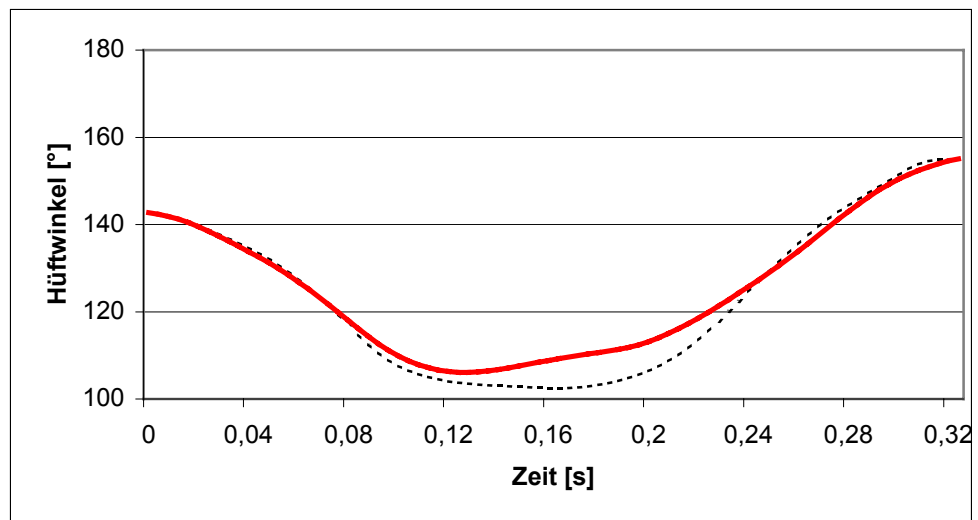


Bild 65: Originaler und simulierter Hüftwinkelverlauf Proband F nach Veränderung technischer Parameter im Kniegelenk

$$\omega_{\text{Knie}} = -745 \text{ } ^\circ/\text{s} \text{ (-13 rad/s)}$$

- = Originalverlauf
- - - - = simulierter Verlauf

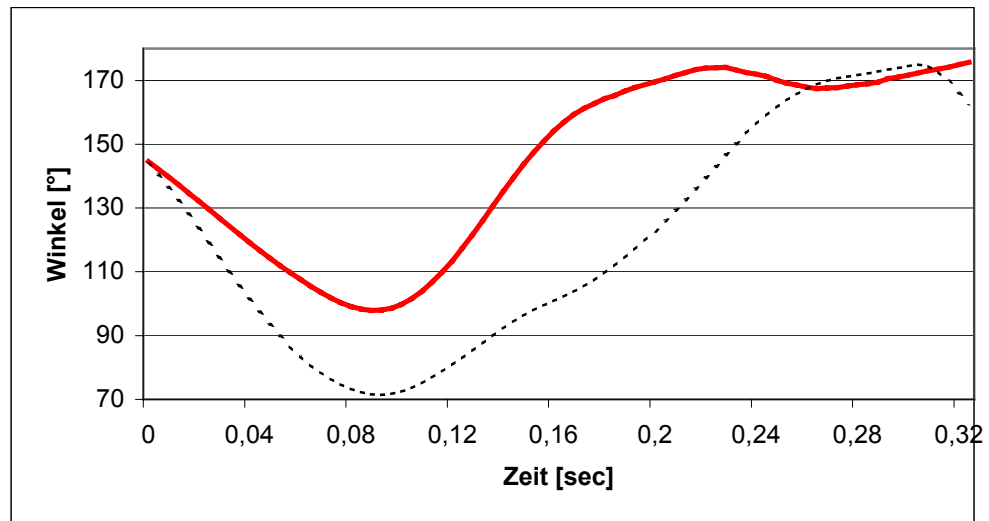
Proband F: Kniewinkelgeschwindigkeit: -860 °/s (-15 rad/s)


Bild 66: Originaler und simulierter Kniewinkelverlauf Proband F

Die technischen Modifikationen bleiben konstant, die Kniewinkelgeschwindigkeit ist vergrößert

$$\omega_{\text{Knie}} = -860 \text{ °/s } (-15 \text{ rad/s})$$

— = Originalverlauf
 - - - - = simulierter Verlauf

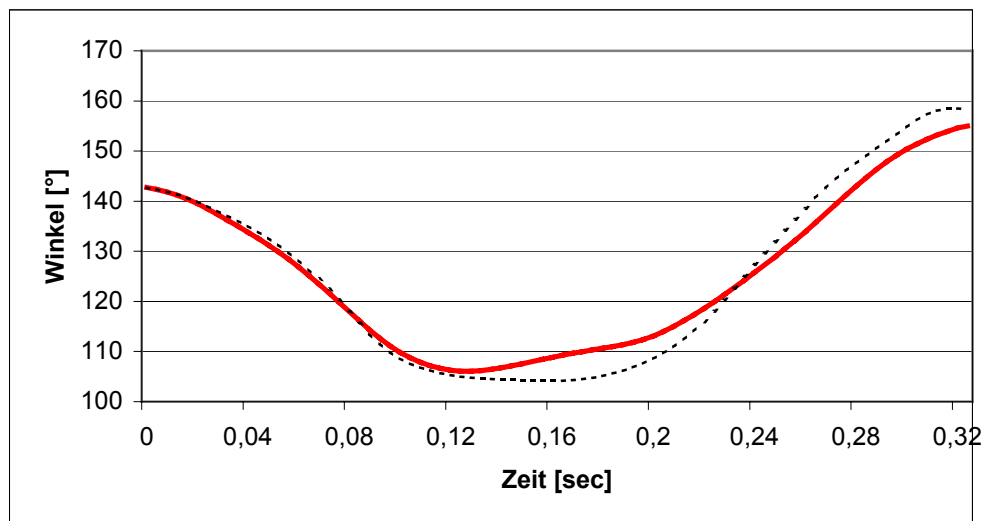


Bild 67: Originaler und simulierter Hüftwinkelverlauf Proband F

Die technischen Modifikationen bleiben konstant, die Kniewinkelgeschwindigkeit ist vergrößert

$$\omega_{\text{Knie}} = -860 \text{ °/S } (-15 \text{ rad/s})$$

— = Originalverlauf
 - - - - = simulierter Verlauf

Die Versuche unterscheiden sich nur durch die Vergrößerung des Anfangswerts der Kniewinkelgeschwindigkeit von $\omega_{\text{Knie}} = -745 \text{ }^\circ/\text{s}$ (-13 rad/s) (Bilder 64 und 65) auf $\omega_{\text{Knie}} = -860 \text{ }^\circ/\text{s}$ (-15 rad/s) (Bilder 66 und 67).

Im Knie konnten durch die Variation der technischen Parameter die Schwungphase um 18 ms, in der Hüfte um 15 ms vergrößert werden. Durch das Einlesen des neuen Anfangswerts der Kniewinkelgeschwindigkeit vergrößerte sich die Schwungsphasenreduzierung im Kniegelenk um 2 ms, in der Hüfte um weitere 9 ms.

3.6.2.3 Einfluss einer modifizierten Bewegungsausführung

Bei allen drei Probanden wurde das beste Resultat (größte Schwungsphasenreduzierung) in Kombination von veränderten Knieparametern und einer veränderten Bewegungsausführung erreicht. Ausgehend von den Ergebnissen der Laufstudie sowie der Literaturrecherche wurde vermutet, dass der Hüftgelenksmuskulatur, insbesondere den Mm. ischiocrurales eine besondere Bedeutung für die Bewegungsausführung zukommt. Infolgedessen wurde ein verändertes muskuläres Nettomoment eingelesen. Das Nettogelenkmoment der Hüftmuskulatur in den Simulationsrechnungen, welches den Hüftwinkelverlauf im Original simuliert, wird durch die konstruierte Drehmomentkurve $M_{\text{konstruiert_Hüfte}}$ repräsentiert. Zu dieser Drehmomentkurve wurde im Fall der Probanden C und K ein konstantes Drehmoment von 10 Nm hinzugefügt. Dies ergibt ein verringertes muskuläres Drehmoment in der Flexion, ein größeres Drehmoment in der Extension der Hüfte (Bild 68).

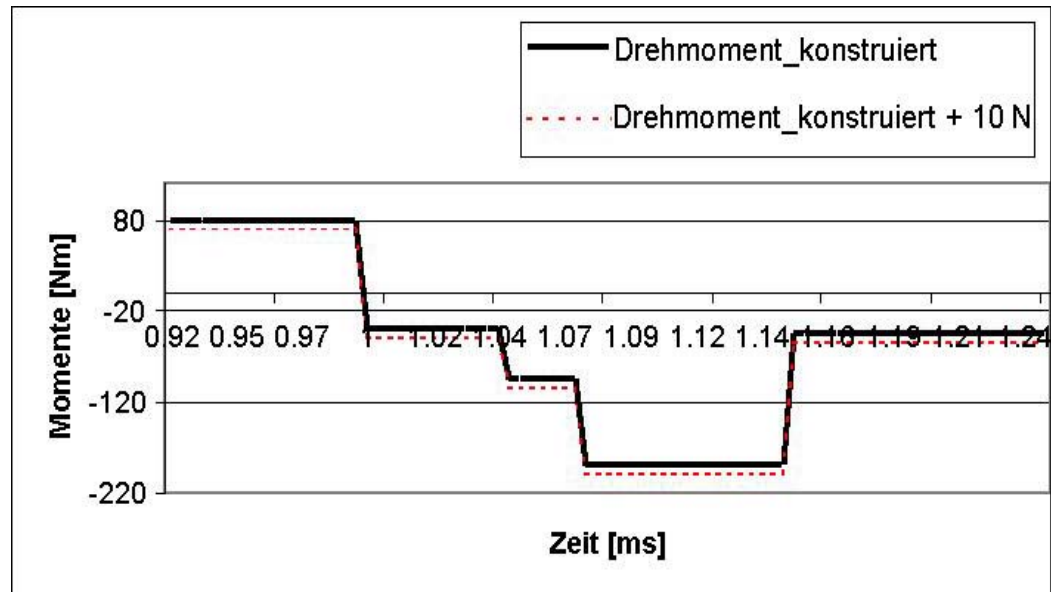


Bild 68: Vergleich zwischen konstruiertem Drehmoment in der Hüfte ($M_{\text{konstruiert_Hüfte}}$) und der neuen Drehmomentkurve ($M_{\text{konstruiert_Hüfte}} + 10 \text{ Nm}$) (Beispiel für Proband C)
Positive Werte = Flexion; negative Werte = Extension

Im Fall des Probanden C konnte eine Schwungphasenverkürzung nur durch die Kombination aus einer veränderten Bewegungsausführung (einer Addition von 10 Nm) und veränderten Knieparametern erzielt werden. Die Schwungphasenverkürzung ist in den Bildern 69 und 70 dargestellt.

Proband C: Hinzufügen eines muskulären Nettomoments in der Hüfte

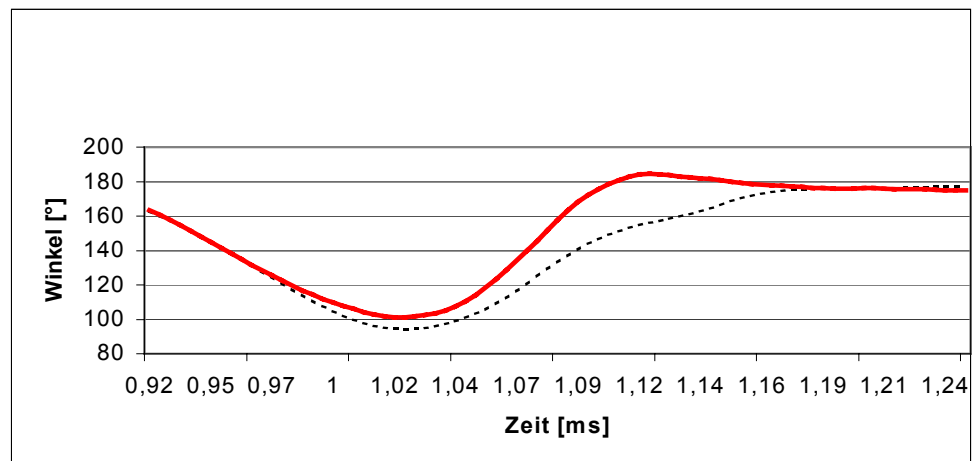


Bild 69: Vergleich zwischen dem originalen und simulierten Kniewinkelverlauf nach Veränderung der technischen Eigenschaften des Knies und einer Addition eines konstanten Drehmoments von 10 Nm für Proband C

— = Originalverlauf
 - - - = simulierter Verlauf

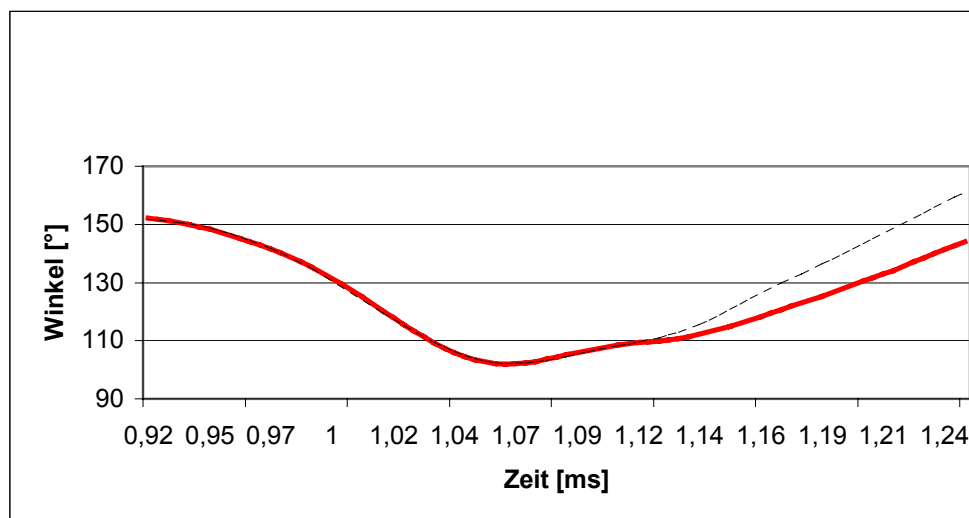


Bild 70: Vergleich zwischen dem originalen und simulierten Hüftwinkelverlauf nach Veränderung der technischen Eigenschaften des Knies und einer Addition eines konstanten Drehmoments von 10 Nm für Proband C

— = Originalverlauf
 - - - = simulierter Verlauf

Bei Proband F konnte die Schwungphase durch veränderte Knieparameter verkürzt werden (Bilder 71 und 72), das Hinzufügen eines konstanten Drehmoments von 10 Nm bewirkte eine weitere Schwungphasenreduzierung im Hüftgelenk um 37 ms, im Kniegelenk um 28 ms (Bilder 73 und 74).

Proband F: Hinzufügen eines veränderten muskulären Nettomoments in der Hüfte

Darstellung ohne Addition von 10 Nm

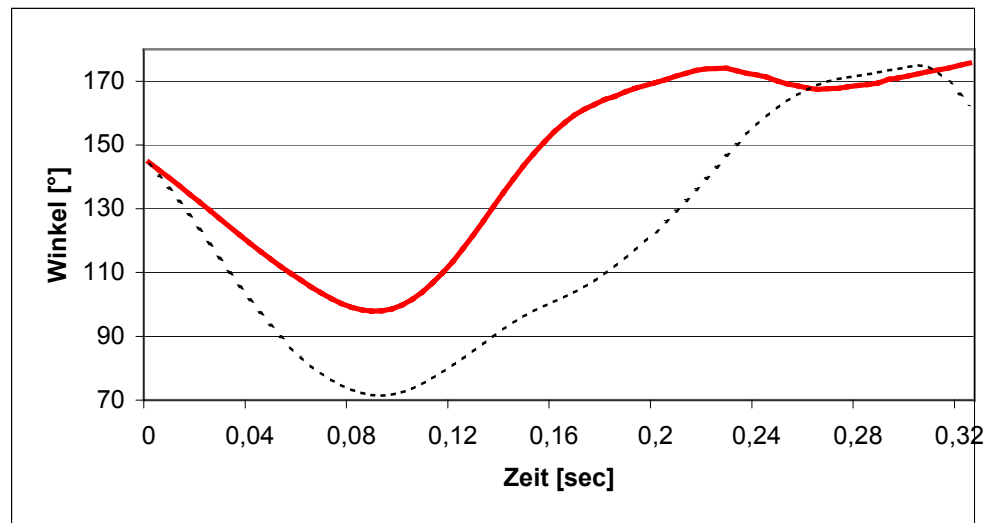


Bild 71: Originaler und simulierter Kniewinkelverlauf von Proband F nach Verändern der technischen Eigenschaften im Kniegelenk

— = Originalverlauf
 - - - = simulierter Verlauf

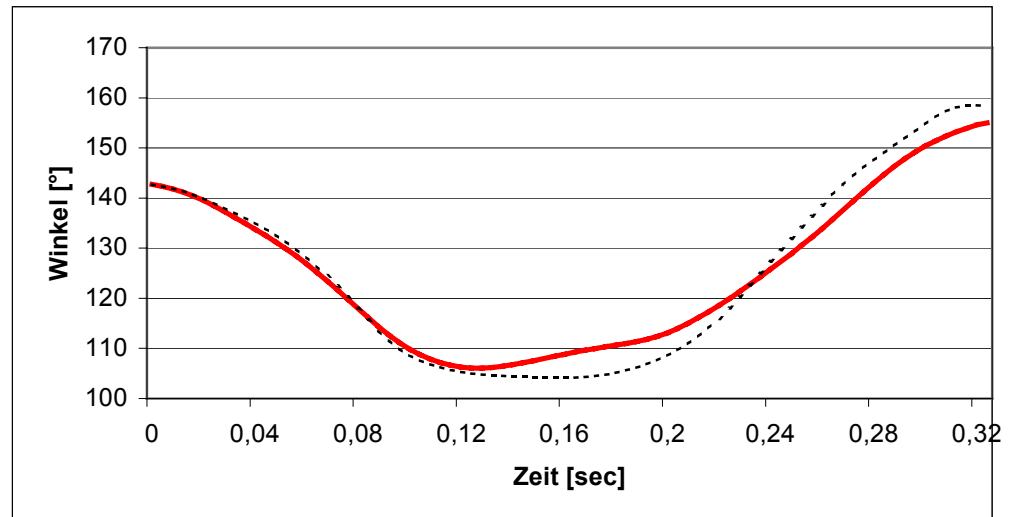


Bild 72: Originaler und simulierter Hüftwinkelverlauf von Proband F nach Verändern der technischen Eigenschaften im Kniegelenk

— = Originalverlauf
 - - - = simulierter Verlauf

Proband F: Einlesen eines veränderten muskulären Drehmoments in der Hüfte

Darstellung mit verändertem Hüftmoment nach Addition von 10 Nm

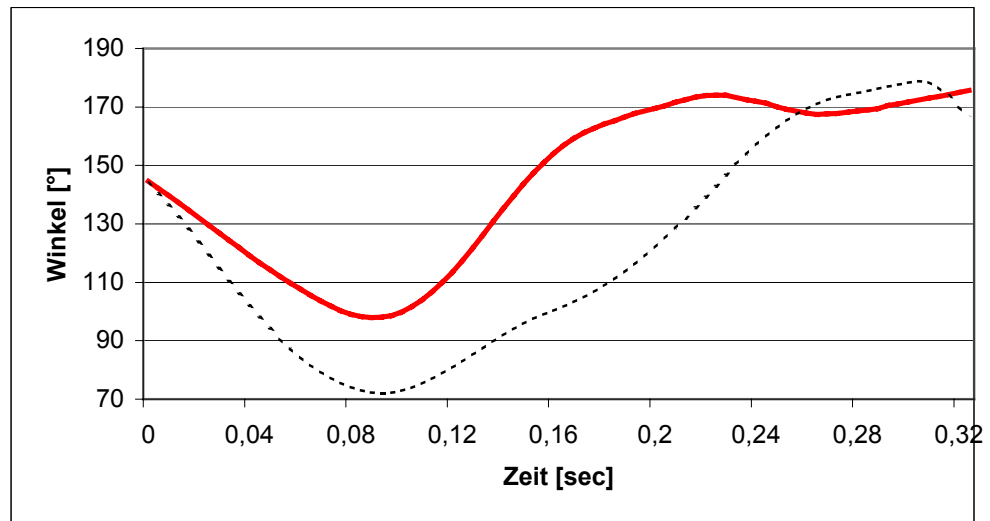


Bild 73: Originaler und simulierter Kniewinkelverlauf von Proband F nach Veränderung der technischen Eigenschaften des Kniegelenks und der Addition eines konstanten Drehmoments von 10 Nm

— = Originalverlauf
 - - - = simulierter Verlauf

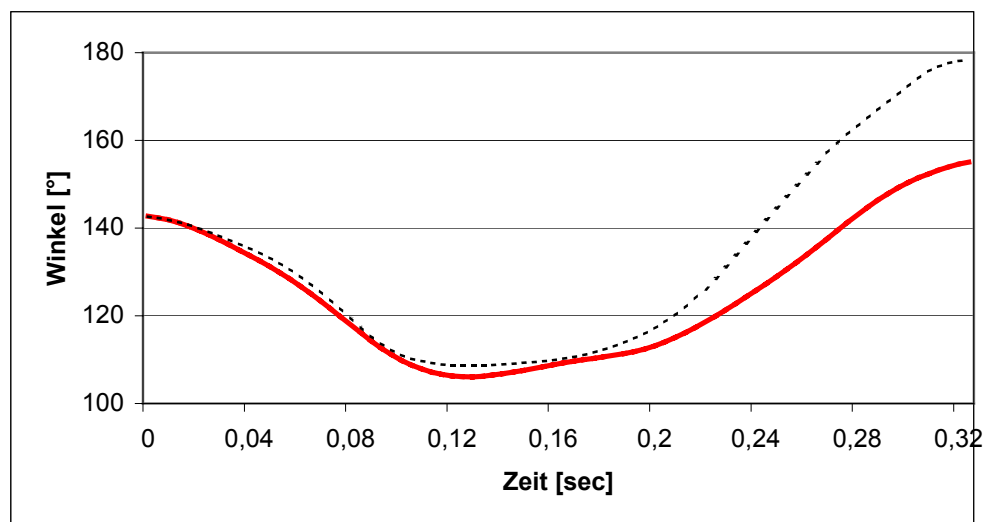


Bild 74: Originaler und simulierter Hüftwinkelverlauf von Proband F nach Veränderung der technischen Eigenschaften des Kniegelenks und der Addition eines konstanten Drehmoments von 10 Nm

— = Originalverlauf
 - - - = simulierter Verlauf

Im Falle des Probanden K ergab sich das beste Resultat, indem der Anfangswert der Kniewinkelgeschwindigkeit von $\omega_{\text{Knie}} = -155 \text{ }^\circ/\text{s}$ ($2,7 \text{ rad/s}$) auf $\omega_{\text{Knie}} = -183 \text{ }^\circ/\text{s}$ ($3,2 \text{ rad/s}$) vergrößert und das muskuläre Drehmoment in der Hüfte um $1,2 \text{ Nm}$ verändert wurde, was wieder einer veränderten Bewegungsausführung entspricht (Bilder 75 und 76).

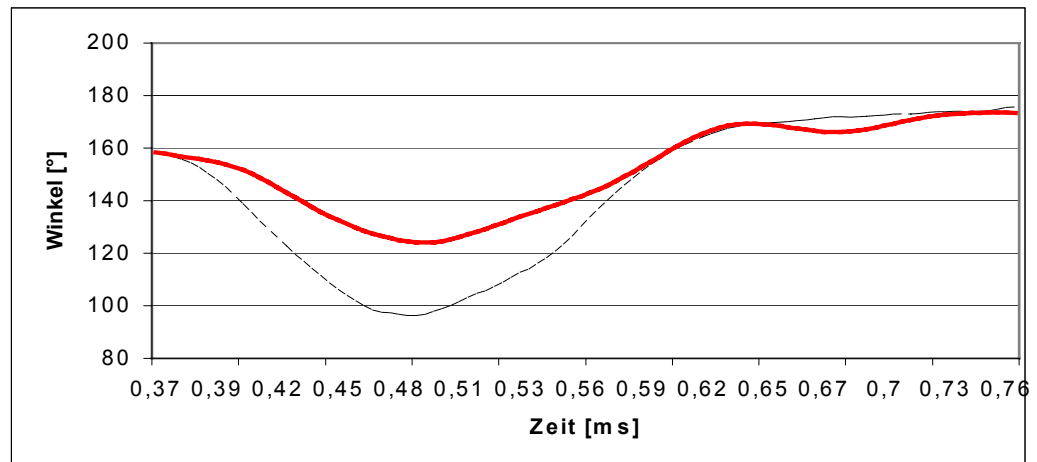


Bild 75: Originaler und simulierter Kniewinkelverlauf von Proband K nach Verändern der Kniewinkelgeschwindigkeit und der Addition eines konstanten Drehmoments von $1,2 \text{ Nm}$ in der Hüfte

— = Originalverlauf
 - - - = simulierter Verlauf

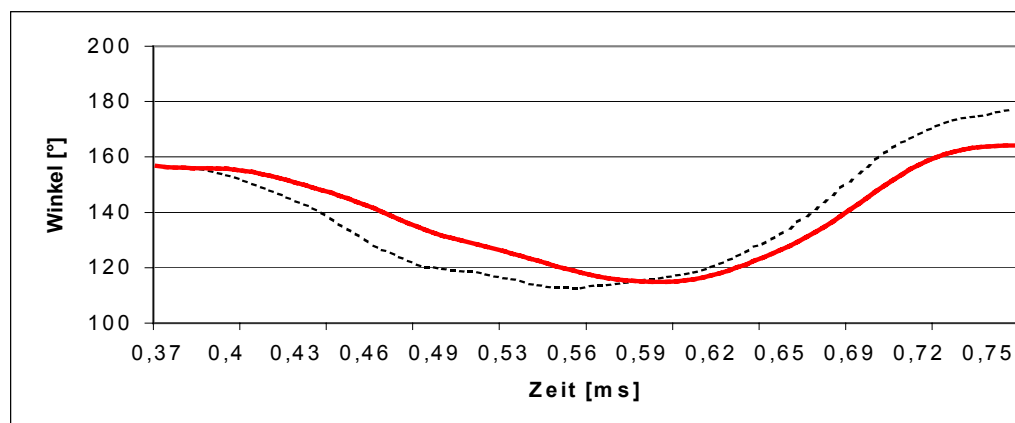


Bild 76: Originaler und simulierter Hüftwinkelverlauf von Proband K nach Verändern der Kniewinkelgeschwindigkeit und der Addition eines konstanten Drehmoments von $1,2 \text{ Nm}$ in der Hüfte

— = Originalverlauf
 - - - = simulierter Verlauf

Die Schwunghasenverkürzung im Knie beträgt 40 ms, im Hüftgelenk 45 ms. Die besten Resultate lassen sich erreichen, wenn Feder- und Dämpferkonstanten des Kniegelenks in Kombination mit verändertem muskulären Drehmoment variiert werden. Diese maximalen Verbesserungen sind in Relation zur Ausgangsschwunghasendauer in Tabelle 15 wiedergegeben.

Tab. 15: Relative Schwunghasenverkürzung durch Einlesen eines konstanten Drehmoments (veränderte Bewegungsausführung) in %

Proband	Schwunghasenverkürzung Knie in Relation zur Ausgangsschwunghasendauer	Schwunghasenverkürzung Hüfte in Relation zur Ausgangsschwunghasendauer
A	Bestes Ergebnis ausschließlich in Kombination von veränderten Eingabeparametern des Kniegelenks und veränderten muskulären Momenten in der Hüfte	
B	9,8 %	6,7 %
C	9,5 %	11,5 %

Die Ergebnisse sind punktuelle Bestätigung dafür, dass neben einer Modifikation von technischen Eigenschaften der Prothese eine veränderte Bewegungsausführung zwingend notwendig ist, damit sich die Schwunghase verkürzt und die Laufgeschwindigkeit steigert.

3.7 Zusammenfassung der Simulationsergebnisse

Durch die Simulationsrechnungen konnten bei allen drei Probanden die Schwunghasendauern verkürzt werden. Während bei den Probanden K und F Verkürzungen bereits durch die Variation der Feder- Dämpferkonstanten im Kniegelenk (Simulation veränderter technischer Eigenschaften des Kniegelenks) erzielt wurden, ließ sich bei Proband C eine Verkürzung nur durch die Kombination aus veränderten technischen Eigenschaften des Kniegelenks und einer modifizierten Bewegungsausführung erreichen. Neben der Modifikation der technischen Parameter bewirkte auch das Einlesen eines größeren Anfangswerts der Kniewinkelgeschwindigkeit eine Schwunghasenverkürzung. Der höhere Anfangswert kann bei trainierten Athleten durch eine

gesteigerte Beugung im Kniegelenk zu Beginn der Schwungphase erzeugt werden. Dies führt zu folgenden Überlegungen:

- Eine gesteigerte Kniebeugung zu Beginn der Schwungphase wird von der Bewegungsausführung in der Standphase beeinflusst bzw. vorbereitet
- Diese Bewegungsausführung wird in entscheidendem Maße durch das verwendete Prothesenmaterial (Rückstellkraft der Carbon-Feder, Extensions- und Flexionswiderstand des Kniegelenks) beeinflusst und unterliegt nur bedingt einer Veränderungsmöglichkeit.

Prinzipiell wurden die besten Resultate in der Kombination aus veränderten Knieparametern und einem veränderten Nettogelenkmoment in der Hüfte erzielt. Dies begründet einerseits die Forderung nach einer modifizierten Bewegungsausführung durch Training, andererseits unterstreicht das Ergebnis die Vermutung, dass der menschliche Körper auf das Verändern technischer Knieparameter mit einer veränderten Bewegungsausführung reagiert (Adaptation an die veränderten Bedingungen). Die Hüftmuskulatur muss in der Lage sein, die durch die neuen Materialeigenschaften veränderte Bewegung zu kontrollieren bzw. die Landung muskulär zu stabilisieren, was wiederum eine spezielle Lauschule (Training) erforderlich macht.

Das veränderte Nettogelenkmoment zeigt unabhängig vom Betrag des addierten konstanten Drehmoments folgende Charakteristik:

- verminderte Flexion zu Beginn der Schwungphase
- gesteigerte Extension im weiteren Verlauf bis Ende der Schwungphase

In der Konsequenz bedeutet dies eine verminderte Aktivität der hüftbeugenden Muskulatur zu Beginn der Schwungphase sowie eine gesteigerte Aktivität der hüftstreckenden Muskulatur im weiteren Schwungphasenverlauf.

Dieses Ergebnis unterstützt punktuell die von vielen Autoren postulierte besondere Bedeutung der hüftstreckenden Muskulatur in der vorderen Schwungphase (vgl. Kapitel 1.3.4), was durch den in der empirischen Lauf-

untersuchung festgestellten hohen internen Zusammenhang zwischen den Merkmalsausprägungen mittlere Laufgeschwindigkeit und Verkürzung der Schwungphasendauer auf der Prothesenseite belegt wird. Durch eine erhöhte Aktivität der Mm. ischiocrurales (und des M. gluteaus maximus) in der vorderen Schwungphase (gesteigerte Extension) wird das Schwungbein schneller zum Boden abgesenkt und somit die Schwungphase verkürzt.

Die Forderung nach einer verminderten Flexion zu Beginn der Schwungphase lässt sich ebenfalls aus den empirischen Befunden ableiten. Den Probanden gelingt es nicht, die Hüfte in der hinteren Schwungphase nach Abdruck vom Boden zu überstrecken und somit eine Vorspannung der vorderen Oberschenkelmuskulatur zu erzielen. Die hüftbeugende Muskulatur müsste in dieser Schrittphase ihre Aktivität mindern, damit der Oberschenkel nach hinten durchschwingen kann.

Aus diesen Ergebnissen resultiert die Forderung nach einer neuen Bewegungsausführung bzw. einer veränderten Bewegungsansteuerung. Ob diese in der Praxis realisierbar ist, sollte in der folgenden Nachstudie untersucht werden.

3.8 Die Ergebnisse der Nachstudie am Fallbeispiel des Probanden F

An der Nachstudie nahmen zwei der drei Leistungssportler teil, deren Daten aus der Hauptstudie in die Computersimulation eingingen. Ziel war die Überprüfung, ob sich die aus obiger Simulation ergebene Anforderung einer veränderten Lauftechnik ohne weitere technische Modifikationen des Prothesenmaterials in die Praxis umsetzen lässt.

Proband C konnte an der Nachuntersuchung nur mit seiner Alltagsprothese teilnehmen, seine Sprintprothese aus der Hauptstudie befand sich wegen eines kurzfristig auftretenden Defekts zur Reparatur und konnte trotz intensiver Bemühungen des Orthopädietechnikers nicht mehr fertig gestellt werden.

Die Daten aus Haupt- und Nachstudie sind nicht vergleichbar und werden deshalb nicht aufgeführt. Auch Proband C konnte die neue Bewegungsanweisung sofort umsetzen (Anm. d. Verf.).

Proband F trug dieselbe Prothese wie bei der Hauptstudie, die Einstellung des Kniegelenks entsprach ebenfalls denen aus dem Experiment. Dem Läufer wurde die Bewegungsanweisung gegeben, im Laufschrift zu Beginn der Schwungphase die Hüfte weniger zu beugen bzw. länger im Hinterstütz zu verweilen²⁷. Diese Aufgabenstellung basierte auf der Erkenntnis der Modellierung, dass zu Beginn der Schwungphase ein kleineres Beugemoment benötigt wurde, das sich anschließende Streckmoment aber vergrößert werden musste. Dem Probanden wurde die Bewegung erläutert und gezeigt, dann versuchte er diese sofort im Lauf umzusetzen.

Es zeigte sich, dass der Proband F

- a) die Bewegungsanweisung sofort umsetzen konnte
- b) die im Vergleich zur Hauptstudie erzeugte

Durchschnittslaufgeschwindigkeit mit alter Lauftechnik (6,7 m/s) halten bzw. mit 6,9 m/s sogar noch steigern konnte. Dies ergab die Auswertung der Videodaten.

Das Ergebnis der Modellierung deckte sich nach Aussagen des Probanden mit Hinweisen seines Trainers, wonach in der Bewegungsausführung des Hinterstützes des Probanden technisch noch gearbeitet werden müsse.

²⁷ Zur Vereinfachung der Bewegungsvorstellung wurde dem Läufer ergänzend folgende Bewegungsbeschreibung gegeben: „Verweile bitte möglichst lange im Hinterstütz, indem du die Hüfte gestreckt lässt und bring das Bein dann so nach vorne, als ob du einen Fußball wegschießen möchtest“.

Die Unterschiede zwischen alter und neuer Technik lassen sich in den Hüft- und Kniewinkelverläufen (Bilder 77 und 78) ablesen:

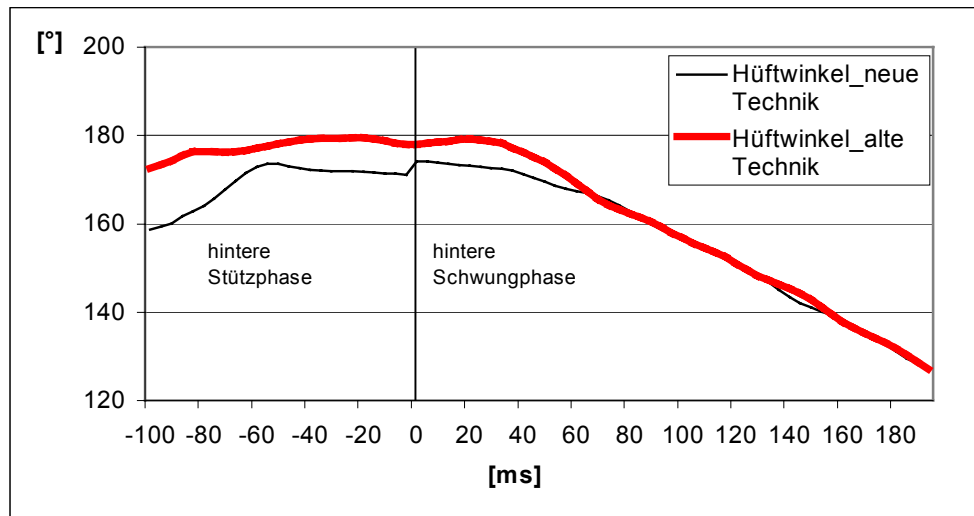


Bild 77: Darstellung der Hüftwinkel mit alter und neuer Technik

Die Schwungphase beginnt bei 0 ms

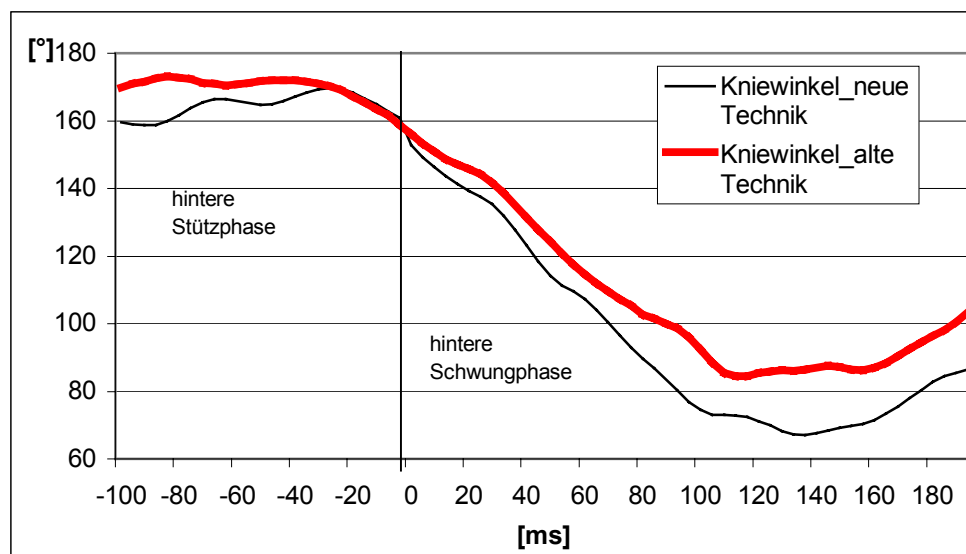


Bild 78: Darstellung der Kniewinkel mit alter und neuer Technik

Die Schwungphase beginnt bei 0 ms

Es wird deutlich, dass die Anfangsbedingungen für den Hüft- und Kniewinkel bei alter und neuer Technik ähnlich sind. Knie- und Hüftwinkelverlauf zeigen im Vergleich, dass mit der alten Technik das Knie in der Schwungphase maximal um 85° (Bild 78) gebeugt wird. Mit der neuen Technik wird das Knie stärker gebeugt (67° , Bild 78). Der Unterschied in der maximalen Knieflexion in der Schwungphase beträgt 18° . Aus energetischer Sicht wird durch die Einnahme des kleineren Kniewinkels der Lauf ökonomischer, da sich das Gesamtträgheitsmoment für das Bein minimiert.

Bei Betrachtung des Hüftwinkels zeichnet sich die neue Technik dadurch aus, dass während der Stützphase ein im Vergleich kleinerer Hüftwinkel eingenommen wird, die Hüfte wird in der hinteren Schwungphase minimal später gebeugt (Bild 77). Als Referenzpunkt für diese Aussagen gilt der Beginn der hinteren Schwungphase (in beiden Bildern bei 0 ms) im Moment des Fußabdrucks.

Dieses Ergebnis gilt als punktuelle Bestätigung der sofortigen Realisierbarkeit einer veränderten Bewegungsausführung.

4 Diskussion

Laufstudie und Computersimulation ergeben mögliche Leistungsreserven im Sprint Oberschenkelamputierter Athleten, die im Folgenden in ihrer Bedeutung diskutiert werden. Im Mittelpunkt steht die Frage, in welcher Weise der Vergleich nicht amputierter und Oberschenkelamputierter Athleten sinnvoll ist. Kapitel 1.2.4 zeigt bereits die Problematik der Übertragbarkeit biomechanischer Parameter des Sprints Nichtamputierter auf den Lauf Oberschenkelamputierter und begründet diese Unterschiede sowohl durch den unterschiedlich muskulären Status nach Amputation als auch durch die Materialeigenschaften der Prothese. Die unterschiedlich verwendeten modularen Passteile und ihre verschiedenen Eigenschaften (Steifheit der energiespeichernden Fußgelenkskonstruktion, unterschiedlicher Kniewinkel, der noch ohne Einbruch im Gelenk toleriert werden kann etc.) erschweren nicht nur den Vergleich zwischen amputierten und nicht behinderten Sprintern, sondern auch den interindividuellen Vergleich zwischen den Oberschenkelamputierten selber. Dieser ist auch auf Grund des unterschiedlichen Grads der Geübtheit im schnellen Lauf mit Prothesen nicht unproblematisch. Deutlich wird dies in der Dynamografie der Laufschritte. Während der Kraft-Zeitverlauf der vertikalen Bodenreaktionskraft für die Breitensportler die typische Charakteristik eines Joggingschritts aufweist, zeigen die Kurven der Leistungssportler auch in Abhängigkeit von der erreichten Laufgeschwindigkeit Sprintschrittcharakteristik. Die Ursache liegt im Prothesenaufbau, da die Breitensportler ihre Alltags-, die Leistungssportler ihre Sprintprothese mit spezieller Carbon-Feder als Unterschenkeleinheit verwenden. Indiz dafür ist das Auftreten eines typischen passiven Peaks, der sich beim Ballenlauf nicht zeigt. Das Fehlen dieses Peaks in den Kurven der Leistungssportler bedeutet, dass nur mit einer kleinen Kontaktfläche (Spitze der Carbonfeder, vergleichbar mit Fußballen) aufgesetzt wird.

4.1 Das frühe Aufrichten als Besonderheit des Starts

Der in Abhängigkeit von Amputationshöhe und Operationstechnik (vgl. Kapitel 1.3.1 und 1.3.2) unterschiedliche muskuläre Status des Stumpfes wurde bereits oben erwähnt. Die Kinematik der Starttechnik Oberschenkelamputierter Sprinter verdeutlicht, dass er die Bewegungsausführung beeinflusst. Alle amputierten Starter zeigen in der „Fertigposition“ eine offene Körperhaltung, bereits mit dem dritten Fußaufsatz ist der Körper in der vollständigen Streckung, die typische Körperhaltung (Oberkörpervorlage), die Sprinter ohne Prothese einnehmen, kann nicht beobachtet werden.

Die Plantarflexoren sowie die Kniestrecker - im Lauf Nichtamputierter für den Vortrieb nach dem Start die Hauptkinetoren - fehlen je nach Stumpflänge gänzlich, M. rectus femoris und M. gluteus maximus werden beim Start Nichtamputierter gleichzeitig aktiviert, um ein zu frühes Aufrichten des Oberkörpers zu vermeiden. Es ist zu vermuten, dass zwischen diesen Muskelgruppen kein ausgleichendes Kräfteverhältnis mehr entwickelt werden kann.

Die aufrechte Haltung ermöglicht andererseits, die Prothese unter dem Körper bzw. durch eine Außenrotation des Beines nach vorne zu bringen, ohne dass die Carbonfeder am Boden hängen bleibt. Die Länge der Carbonfeder ist je nach subjektivem Tragekomfort des Athleten unterschiedlich, häufig ist das Prothesenbein länger als das erhaltene (vgl. S. 23). Andererseits erlaubt die offene Körperhaltung eine schnelle Aufrichtung und somit sichere Landung auf dem vollständig gestrecktem Kniegelenk. Der gleiche Effekt könnte auch durch eine Flexion im Hüftgelenk bei Fußaufsatz erreicht werden, was in Folgeuntersuchungen Gegenstand der Forschung sein könnte.

Die frühe Aufrichtung der Athleten nach dem Start kann somit mehrere Gründe haben. Er weist auf das grundsätzliche Problem hin, zwischen dem Einfluss des Materials und der muskulär gesteuerten Bewegungsausführung zu unterscheiden, was methodisch nicht immer möglich ist, da sich diese beiden Faktoren gegenseitig beeinflussen. Hier sind weitere, insbesondere Grundlagenforschungen anzustreben, welche eine sorgfältige Neubestimmung geeigneter Parameter (vgl. NICOL 1999) zur Erfassung der Materialeigenschaften implementieren.

4.2 Die Schwungphase

Der wechselseitige Einfluss zeigt sich auch in der Computersimulation, welche die besten Ergebnisse zur Schwungphasenreduktion in Kombination aus veränderten Materialeigenschaften und einer modifizierten Bewegungsausführung ergab. Dennoch war es möglich, die Schwungphasendauer ausschließlich durch eine veränderte Bewegungsanweisung zu verkürzen, was auf die besondere Bedeutung einer modifizierten Bewegungsausführung eines möglichen Lauftrainings hindeutet. Als punktuelle Bestätigung können die Ergebnisse der Nachstudie gelten. Bereits durch eine geringfügige Modifikation der Lauftechnik auf Basis der Simulationsergebnisse konnte der Athlet seine Schwungphasendauer verkürzen. Dieses Einzelergebnis darf nicht verallgemeinert werden. Dennoch ist erwähnenswert, dass sich die neue Bewegungsanweisung sofort umsetzen ließ und schon bereits im ersten Laufversuch zu einer Geschwindigkeitssteigerung führte. Die Ergebnisse belegen auch die Bedeutung der Phase des „greifenden Laufens“ für Nichtamputierte und für Oberschenkelamputierte Sprinter gleichermaßen. Die Muskeln, die durch ihre Aktivität in dieser Phase ein schnelleres Nach-vorne-Bringen des Beins zum Fußaufsatz (repräsentiert in den Ergebnissen durch die hohe rückwärts gerichtete Drehgeschwindigkeit des Schwungbeines) und damit einer Schwungphasenverkürzung ermöglichen, sind die Mm. ischiocrurales. WOOD (1988) kam auf Basis einer Computeroptimierung zu dem Ergebnis, dass bereits eine Reduktion der Schwungphase um 0,015 s zu einer Erhöhung der Laufgeschwindigkeit nichtamputierter Sprinter führt. Ursächlich dafür ist eine zusätzliche Aktivität der Kniebeuger, welche für die Autoren somit einen bedeutenden leistungsbegrenzenden Faktor im Sprint darstellen. In der vorliegenden Modellierung konnte auch für die Oberschenkelamputierten Sprinter die Schwungphasendauer durch eine gesteigerte Aktivität der Mm. ischiocrurales verkürzt werden. Die Bewegungsausführung wurde insgesamt ökonomischer, da das Knie später in die Extension gelangte und das Gesamtträgheitsmoment in der Hüfte minimierte.

Gegen diese Verringerung der Streckgeschwindigkeit ist einzuwenden, dass unter Berücksichtigung des Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus (vgl. S. 62) der

schnelle Vorschwingung der Unterschenkeleinheit dem Läufer dazu dienen könnte, die Dehnungsgeschwindigkeit der ischiocruralen Muskulatur sowie des Gesäßmuskels zu erhöhen, was in einer größeren Kraftentwicklung dieser Muskeln resultiert. Diese führt zum schnelleren Fußaufsatz. Zu bedenken ist jedoch, dass im Prothesengelenk bis zum Fußaufsatz ein Winkel von 180° eingenommen wird, da auf Grund fehlender Kniebeuge- und -strecksehnen keine aktive Streckung und Beugung im Kniegelenk mehr möglich ist. Das Herunterführen des Unterschenkels mit einem Kniewinkel kleiner als 180° ist nicht mehr möglich. Es müsste diesbezüglich untersucht werden, inwiefern die Kraftentwicklung in den Mm. ischiocrurales durch das schnelle Strecken des Beins sowie die Erzeugung des oben erwähnten großen Gesamtträgheitsmoments des Beines in der Hüfte kompensiert wird.

Weitere Leistungsreserven zeigen sich in der Betrachtung der hinteren Schwungphase. Beim Anfersen des Unterschenkels an das Gesäß wird der M. rectus femoris gedehnt und vorgespannt, diese Vorspannung ermöglicht es, das Knie mit größerer Anfangskraft nach vorne zu bringen. Die weite Rückführung des Schwungbeines (Anfersen) ist leistungsmittbestimmend. Die Ergebnisse der vorliegenden Laufstudie zeigen einen hohen Zusammenhang zwischen der Merkmalsausprägung der horizontalen Laufgeschwindigkeit und einer überstreckten Hüfte auf der Schwungbeinseite (weites Rückführen des Oberschenkels Richtung Gesäß) auch für die Oberschenkelamputierten Athleten. Dieser Zusammenhang wird durch die Ergebnisse der Computersimulation unterstützt, da diese eine Reduktion der Kraftentwicklung der hüftbeugenden Muskulatur zu Beginn der hinteren Schwungphase ergibt.

4.3 Krafttraining der Stumpfmuskulatur als eine Möglichkeit der Leistungsverbesserung?

Dass Krafttraining auch für den amputierten Sportler von Bedeutung ist, steht außer Frage. Es vermindert durch den Muskelaufbau Druckgeschwüre am Stumpf, führt zu einer verbesserten Muskel- und Hautdurchblutung und vergrößert die Knochendichte (ANGELI 2003).

Training isolierter Muskelgruppen

Die Computersimulation zeigt jedoch, dass eine Schwunghasenreduzierung durch die gesteigerte Aktivität isolierter Muskelgruppen, in diesem Fall der hüftstreckenden Muskeln, in der vorderen Schwunghase erreicht werden kann. Es stellt sich daher die Frage, ob ein gezieltes Krafttraining dieser Muskelgruppe auch für den Oberschenkelamputierten Sprinter leistungssteigernd ist. In der Literatur finden sich bereits Annahmen, dass das isolierte Training dieser Muskelgruppe bei nicht amputierten Sprintern zu einer Verbesserung der Sprintleistung führt (WIEMANN 1986, 30). Der Autor fordert ein spezielles Krafttraining für die Mm. ischiocrurales, wobei die verwendeten Übungsformen nicht unbedingt eine Hüftstreckaktion beinhalten müssen, er empfiehlt auch Übungen mit anschließender Kniebeugeaktion auf Grund der Zweigelenkigkeit dieser Muskelgruppe (WIEMANN 1986, 31). Dies deutet auf die Problematik des möglichen Krafttrainings für Oberschenkelamputierte hin, da auf Grund der fehlenden knieüberspannenden Sehnen die Mm. ischiocrurales für eine aktive Kniebeugung nicht mehr zur Verfügung stehen. WIEMANN (1994a) fordert des Weiteren ein Krafttraining speziell jener Muskelgruppen, die das greifende Laufen (explosives Herabbewegen des Beines zum Stützfassen) ermöglichen²⁸ und zwar in denjenigen Winkelbereichen, in denen beim Sprint die maximalen Aktivitäten erscheinen. Der sprintlaufspezifische Hüftgelenkssektor wäre dem Autor zufolge ein Hüftwinkel von 160° - 90°.

²⁸ Diese Forderung wird von KOZLOV & MURAVEV (1992) unterstrichen, die neben Übungen, welche im Stütz ausgeführt werden, auch Übungsausführungen in der Schwunghase fordern. Darunter verstehen sie Übungsvariationen mit starkem Anheben des Oberschenkels, wobei nicht das Anheben, sondern das Absetzen wichtig ist.

Diese Winkelposition können u. U. nicht von den Oberschenkelprothetikern gehalten werden, da durch das Ungleichgewicht von Hüftbeugern und Strecker nach Amputation der M. iliopsoas das Becken nach ventral kippt. Dies macht beispielsweise das Auftraining des M. gluteaus maximus als noch vorhandenem Antagonisten erforderlich, zudem diesem Muskel neben den Mm. ischiocrurales ebenfalls eine besondere Bedeutung für den Sprint zugesagt wird (vgl. DELECLUSE 1997, 149). Die verstärkte ventrale Beckenkipfung besäße andererseits den Vorteil einer stärkeren Vorspannung der Mm. ischiocrurales im Sinne der Entwicklung einer höheren Anfangskraft dieser Muskelgruppe.

Das isolierte Auftrainieren einzelner Muskelgruppen könnte aber die Verletzungsgefahr erhöhen. Nach TIDOW & WIEMANN (1997, 15) bleibt das für eine Sprintbewegung zuständige koordinative Steuerungsprogramm auch nach Absolvieren eines Krafttraining weitgehend stabil, was in der Folge zu einer verlängerten Kontraktions- und Entspannungszeit der krafttrainierten Muskeln führt, die dem natürlichen Grundschnelligkeits-Impulsmuster nicht mehr unverzüglich folgen können. Ebenfalls sprintrelevante, aber nicht gekräftigte Muskeln (welche dem natürlichen Grundschnelligkeitsmuster noch folgen können) sind dadurch verletzungsanfälliger. BOBBERT & VAN SOEST (1994) zeigten in ihren Simulationen, wie das Auftrainieren von Muskelgruppen der unteren Extremität die Bewegungsausführung beeinflusst und auch zu schlechteren Leistungen auf Grund veränderter intermuskulärer Koordination führen kann.

Die obigen Ausführungen zeigen, dass ein isoliertes Training einzelner Muskelgruppen nur bedingt sinnvoll erscheint, es muss zunächst der gesamte Muskelstatus erfasst und im Sinne des Aufhebens muskulärer Dysbalancen ein intermuskulär genau abgestimmtes Krafttraining durchgeführt werden, das einem geschulten Physiotherapeuten obliegt. Unter seiner Aufsicht können einzelne, gezielte Maßnahmen wie z. B. Elektrostimulationen indiziert sein.

Nutzung noch vorhandener Muskeln

Eine Alternative zum Auftrainieren einzelner Muskelgruppen stellt die effektivere Nutzung noch zur Verfügung stehender Muskeln dar. Ein Muskel,

dessen innerer Anteil je nach Operationstechnik bzw. Stumpflänge nicht von der Amputation betroffen sein kann, ist der M. adductor magnus (vgl. S. 61). Er bildet zusammen mit dem M. gluteus maximus eine zügelartige Muskelschlinge. Neben seiner Funktion als Neutralisator der abspreizenden, außenrotierenden Wirkung der pelvistrochanteren Abduktoren ist er durch diese Muskelschlinge an der aktiv-dynamisch Abwärtsbewegung des Beines in der vorderen Schwungphase beteiligt und kann somit das „greifende Laufen“ unterstützen. Eine Rekrutierung dieses Muskels kann deshalb förderlich sein. Gerade bei der Operationstechnik der adduktorenerhaltenden Myodese (vgl. Kap. 1.3.1), welche das Gleichgewicht zwischen Abduktoren und Adduktoren weitestgehend erhält, könnte der M. adductor magnus nicht von der Resektion betroffen sein und mit der Möglichkeit seiner vollen Kraftentfaltung für die Abwärtsbewegung des Schwungbeines zur Verfügung stehen (vgl. auch DELECLUSE 1997, 149).

Verbesserung der intermuskulären Koordination durch alternative Trainingsmethoden

Eine weitere Trainingsmethode stellt das mehrgelenkige Muskeltraining nach NARCESSIAN dar (NARCESSIAN 1998). Sein Multi-Joint-Konzept basiert auf biomechanischen Erkenntnissen und mathematischer Modellierung und ist ein mehrgelenkiges muskuläres Training, das Muskelgruppen in komplexe Bewegungsformen einbezieht und damit die Bewegungen von Segmenten zueinander koordiniert. Es orientiert sich an den individuellen Voraussetzungen des Individuums, seinen muskelspezifischen Möglichkeiten sowie an der notwendigen Zielbewegung. Durch den Einsatz optimaler Drehmomente und kleiner Hebelarme werden die auf den Bewegungsapparat wirkenden Kräfte minimiert.

Für das Training der Mm. ischiocrurales unter Einbezug der Adduktoren sind die sog. Squats (Hockbeugen) geeignet. Dabei handelt es sich um eine Übung innerhalb einer geschlossenen Bewegungskette, das distale Element (Fuß) ist fixiert. Eine optimale Bewegungsausführung wird durch Hüftabduktion und externer Rotation während der Hüftbeugung (Kniewinkel immer größer als 90°) und Hüftadduktion und interner Rotation während der Hüftstreckung

erreicht, wobei die Ausgangsposition der Bewegungsausführung etwa vergleichbar mit dem Sitz auf einem hohen Stuhl ist. Ein besonderer Vorteil dieser Übung ist, dass sie mit der Prothese ausgeführt werden kann und durch die Vielzahl an Freiheitsgraden die intermuskuläre Koordination schult.

Die Squats können auch auf einem Wackelbrett etc. durchgeführt werden, was eine zusätzliche koordinative Herausforderung darstellt.

Sehr gute Erfolge werden im australischen Behindertensport mit dem sogenannten „Water Based Training (WBT)“ erzielt, das als ein Trainingsmodul zur Steigerung von Kraft und Koordination auch in das Training von Amputierten aufgenommen wurde (NUNN 1999). Im Wasser kann der natürliche Bewegungsablauf des „Laufens“ (z. B. Laufen im tiefen Wasser mit Auftriebshilfen) durchgeführt werden wobei durch die Arbeit gegen den konstanten Wasserwiderstand ein Kräftigungseffekt für Agonist und Antagonist erzielt wird. Beide angesprochenen Methoden müssen auf ihre Effektivität in ihrer Anwendung im Behindertensport noch weiter erprobt und evaluiert werden.

Sprintspezifisches Krafttraining

Abschließend ist die Annahme zu diskutieren, inwiefern ein allgemeines sprintspezifisches Krafttraining auf das des Oberschenkelamputierten Sprinters übertragbar ist²⁹.

Auch im Krafttraining Oberschenkelamputierter Athleten sollte ein ausgewogenes Verhältnis zwischen sprintspezifischen und nicht spezifischen Trainingskomponenten angestrebt werden, wobei die unterschiedlichen Bewegungsausführungen in den einzelnen Phasen des Sprints zu berücksichtigen sind (vgl. DELECLUSE 1997). TIDOW & WIEMANN (1994, 15) argumentieren ebenfalls, dass „[...] zielgerichtetes Sprint-Krafttraining den funktionellen Anforderungen [des Sprints] möglichst komplex entsprechen bzw. diese strukturgerecht spiegeln [müssen]“.

²⁹ Nach DELECLUSE (1997, 153) existieren nur eine begrenzte Anzahl von Studien, die sich generell mit dem Effekt eines Krafttrainings auf den Sprintlauf beschäftigen.

Die veränderten Anforderungen im Sprint Oberschenkelamputierter Athleten sind in besonderem Maße auch in der Wahl der Trainingsmethoden zu berücksichtigen.

Nach DELECLUSE (1997, 150) zeichnet sich sprintspezifisches Krafttraining durch die selektive Hypertrophie von fast – twitch – Muskelfasern bzw. der Zunahme des muskulären Querschnitts (SCHMIDTBLEICHER, in KOMI 1994, 376) sowie Anpassungen des nervalen Systems (schnelle Rekrutierung der motorischen Einheiten, erhöhte Entladungsgeschwindigkeiten der Motoneuronen, einer besseren Synchronisierung der Motoneuronenentladung bzw. insgesamt in einer Verbesserung der intra- und intermuskulären Koordination) aus. Dies fordert ein Hypertrophie- sowie ein Training zur neuronalen Aktivierung.

Das Hypertrophietraining zielt auf eine Querschnittsvergrößerung der einzelnen Muskelfasern ab und ist bezüglich des Sprints nicht unumstritten. Viele Sprinter befürchten die Abnahme der Kontraktionsgeschwindigkeit der hypertrophierten Muskulatur (DELECLUSE 1997, 151). Die unwillkürliche Zunahme der Körpermasse wird aus Sicht einer Schnellkraftsteigerung als unfunktionell betrachtet (SCHMIDTBLEICHER, in: KOMI 1994, 376). Bezüglich der Oberschenkelamputierten Sprinter ist eine weitere Problematik zu berücksichtigen. Bereits eine geringfügige Veränderung des Stumpfumfanges durch Zu- oder Abnahme der Muskelmasse führt dazu, dass Stumpf und Schaft nicht mehr optimal artikulieren, der Stumpf rutscht, was zu einem Verlust der Prothese während des Laufs führt.

Trainingsmethoden zur Steigerung der Muskelhypertrophie wie die Standardmethode I und II, die Bodybuildingmethode I und II sowie die Isokinetische Methode (vgl. SCHMIDTBLEICHER, in: KOMI 1994, 379 – 380) sind daher im Training Oberschenkelamputierter Sprinter nur bedingt einsetzbar.

Eine weitere Methode zur Verbesserung der Kraftentwicklung mit nur gering ausgeprägtem Hypertrophie-Effekt basiert auf einer Verbesserung der nervalen Aktivierung. Diese Art der Trainingsmethode zeichnet sich durch sehr schnelle und kurzzeitig durchgeführte Muskelkontraktionen mit maximaler Last oder exzentrischen Kontraktionen mit supramaximaler Belastung aus (vgl. SCHMIDTBLEICHER, in: KOMI 1994, 380). Auch hier zeigt sich das Problem der

methodischen Umsetzbarkeit im Training Oberschenkelamputierter Athleten, die u. a. auch von der jeweiligen Endbelastbarkeit des Stumpfes abhängt. Trainingsmethoden für den Dehnungs-Verkürzungszyklus, welche eine Verbesserung der neuromuskulären Koordination anstreben, beinhalten in der Regel beidbeinige Sprünge mit maximaler Frequenz, ein Sprungtraining aus Wechselsprüngen oder auch Tiefsprünge (vgl. SCHMIDTBLEICHER, in: KOMI 1994; 381 – 382). Dieses Training kann mit einer Oberschenkelprothese nur eingeschränkt durchgeführt werden. Daraus ergibt sich die Forderung eines individuell auf die Bedürfnisse des Oberschenkelamputierten Athleten zugeschnittenen, sprintspezifischen Krafttrainings³⁰.

4.4 Koordination als leistungsverbessernde Komponente

Die Ergebnisse der Nachstudie werfen die Frage auf, inwiefern Verbesserungen der Sprintleistung auch ohne ein Training der Kraftkomponente sondern ausschließlich durch eine veränderte muskuläre Ansteuerung (insbesondere der Mm. ischiocrurales der vorhandenen Stumpfmuskulatur) erreicht werden kann. Betrachtet man die von den Breitensportlern erreichten Laufgeschwindigkeiten, fällt die Probandin G auf, die mit 4,9 m/s deutlich schneller als das Mittel der anderen Breitensportler (3,3 m/s) läuft. Sie konnte ohne Übung nur mit ihrer Alltagsprothese eine Laufgeschwindigkeit erreichen, die fast an die der Leistungssportler heranreicht. Im Gegensatz zu den ungeübten Läufern kann bei den Leistungssportlern von einem trainierten und somit hochgeübtem Bewegungsablauf ausgegangen werden. Dies führt zu der Überlegung, wieso die Probandin ad hoc einen derart schnellen Lauf realisieren konnte. Möglicherweise bietet der Zeitpunkt der Amputation einen Erklärungsansatz. Im Gegensatz zu den teilnehmenden Breitensportlern, die ihr Bein im Erwachsenenalter durch ein Trauma verloren und nach Abschluss des Wachstums prothetisch versorgt wurden, ist die Probandin G seit dem Kleinkindalter mit dem Tragen einer Prothese vertraut, da sie mit einer

³⁰ Dies trifft nach DELECLUSE (1997, 153 - 154) auch auf das Training nicht amputierter Topsprinter zu. Für den Autoren ist es auf Grund der vielen Variablen, welche ein Sprinttraining beeinflussen, nahezu nicht möglich, ein „generalisiertes“ Krafttrainingsprogramm aufzustellen, welches ein Zusammenspiel aus unterschiedlichen Methoden darstellt.

Dysmyelie der unteren Extremität (einbeinig) geboren wurde. Inwieweit ist demnach die vor Amputation vorhandene „Bewegungsvorstellung“ des schnellen Laufs den Breitensportlern noch präsent? Muss der Lauf mit Prothesen neu erlernt werden? Die Ergebnisse lassen vermuten, dass der Probandin G die sofortige Realisierung des Laufs schneller gelingt als den übrigen Breitensportlern, weil bei ihnen noch die Bewegungsvorstellung des Laufs ohne Prothese dominiert und ein Umlernen erfordert. TIDOW & WIEMANN (1994) argumentieren diesbezüglich, dass die in frühester Kindheit stattfindende Ausformung der Lauf-Fertigkeit sich weitgehend unbewusst vollzieht. Der Bewegungsvollzug ist hochgradig automatisiert und unterliegt beim Erwachsenen keiner Bewußtseins-Repräsentanz. Die „Bewegungsvorstellung schneller Lauf“ scheint sich den Autoren zufolge auch zwischen Sprintern und Nichtsprintern nicht zu unterscheiden, ein Vergleich des Aktivierungsmusters im EMG von beiden Gruppen ergab kein unterschiedliches muskuläres Innervationsmuster. Dies spräche für eine hochgradige Automatisierung dieser Bewegung. Damit stellt sich die Frage, ob die automatisierte Bewegungsvorstellung vom Lauf die Vorstellung vom Sprint mit Prothese beeinflusst bzw. ob diese neue Bewegung erst erlernt werden muss, da auf keine bereits vorhandene Vorstellung zurückgegriffen werden kann. Diese könnte für Probandin G präsent sein, da sie seit frühester Kindheit im Umgang mit Beinprothesen geübt ist. Die Unterschiede in der Sprintleistung zwischen den Leistungs- und den Breitensportlern könnten auf einen Übungseffekt deuten. Er basiert auf einer überproportionalen Aktivierung der sprintrelevanten Muskeln als relative Überbeanspruchung unter dynamischen Bedingungen (und dabei auftretenden schnellen Dehnungen), einer höheren Frequenzfreisetzung und auf der zusätzliche Rekrutierung höherrangiger motorischer Einheiten (die bei statischer Arbeit vielleicht inaktiv blieben), was derzeit aber noch nicht geklärt ist (TIDOW & WIEMANN 1994).

4.5 Individualität als leistungsbestimmender Faktor?

Die Ergebnisse der empirischen Studie weisen sich durch intra- und inter-individuelle Unterschiede aus. Neuere Ansätze (SCHÖLLHORN 1999) zeigen die Bedeutung der Individualität einer Bewegungsausführung. Ausgehend von Beobachtungen im Anfängerbereich sowie der geringen Wahrscheinlichkeit einer identischen Bewegungswiederholung geht SCHÖLLHORN (1999, 9) davon aus, dass „Fehler“ im Sinne der Abweichung von einer als „ideal“ angenommenen Bewegungstechnik einerseits unvermeidbar und andererseits als Notwendigkeit im Lernprozess angenommen werden, da diese Differenzen es dem Athleten erlauben, sich ständig auf die sich verändernden Bedingungen im Sinne einer Inter- bzw. Extrapolation einzustellen und reagieren zu können. Die analysierten Läufe können auf Basis dieser Ausführungen als sehr individuelle Lösungsversuche gelten, die Bewegungsaufgabe „schneller Lauf“ zu realisieren. Dies spiegelt sich in der intraindividuellen Standardabweichung bezüglich der Impulse und der Kraftmaxima wider, sie weisen auf von Lauf zu Lauf variierende Lösungswege hin, die als Anpassungsversuche des Prothetikers auf die neuen Bedingungen im nächsten Schritt (bedingt durch die im Vergleich zum Gehen sich verändernden Reaktionen des Materials) gedeutet werden können. Da diese Arbeit unter leistungsdiagnostischen Aspekten konzipiert ist, wurden Belastungs- und Beanspruchungsaspekten bislang keine Beachtung geschenkt. Der Paradigmenwechsel von NIGG (2001; vgl. NIGG & WAKELING 2001) könnte die obigen Ergebnisse jedoch aus dieser Perspektive erklären, weshalb eine kurze Diskussion der Ergebnisse unter Belastungsaspekten folgt.

Bislang wurden in der biomechanischen Literatur bestimmte Parameter definiert, von denen man annahm, dass sie die Beanspruchung biologischer Strukturen in Näherung am besten beschrieben. Bezüglich der Bodenreaktionskräfte sind hier z. B. der Kraftspitzenwert und die Krafrate zu nennen (vgl. HENNIG & LAFORTUNE 1991). Allen Parameter ist die Hypothese gemein, dass mit steigender Intensität (höhere Kraftspitze, steilerer Kraftanstieg) auch die Beanspruchung zunimmt. Bezogen auf die vorliegende Untersuchung würde demnach mit einem zunehmenden Kraftmaximum der vertikalen Bodenreaktionskraft die Beanspruchung des entsprechenden Beins vergrößert.

Während auf der Prothesenseite der teilnehmenden Probanden Maxima gemessen wurden, welche mit einem Höchstmaximum von 3,2 G im Bereich der Kraftspitzen liegen, die im Sprint nicht Amputierter zu erwarten sind (vgl. S. 120), zeigen sich auf der unversehrten Seite im Vergleich beider Beine höhere Maxima (passiv). Diese liegen für die Leistungssportler ebenfalls noch im Bereich Nichtamputierter Sprinter, für die Breitensportler liegen sie darüber, das höchste Maximum erreicht den Wert von 4,6 G. Nach obigen Kriterien müsste demnach die Beanspruchung der unversehrten Seite größer sein als die auf der Prothesenseite und könnte als Indiz dafür gelten, dass das unversehrte Bein kompensatorische Arbeit leistet. Nach NIGG (2001) können die auftretenden Kraftspitzen, die bei den weniger geübten Läufern höher ausfallen als bei den trainierten Leistungssportlern, auch anders interpretiert werden: Die passiven Kraftspitzen führen zu einer Voraktivierung der Muskulatur und in der Folge zu einer Reduktion von Vibrationseffekten in den folgenden Schritten, da die Ausprägung der Voraktivierung von den Stoßbelastungen der vorangegangenen Stöße (Schritte) abhängig sind. Interessant in diesem Zusammenhang ist, dass die hohen Kraftspitzen auf der erhaltenen Seite und nicht auf der Prothesenseite auftreten. Auf dieser kann zum einen das Material den Aufprall bei der Landung dämpfen, zum anderen kann nur auf der erhaltenen Seite das Weichgewebe des Beins, vor allem die Wadenmuskulatur (*M. triceps surae*) vibrieren, da es auf der Prothesenseite je nach Amputationshöhe (betrifft auch *M. quadriceps*; *Mm. ischiocrurales*) nicht oder nur noch zum Teil vorhanden ist.

Ein weiterer individueller Faktor, der die individuelle Leistung mitbestimmt, ist die Persönlichkeit des Athleten. Die Zustimmung, Veränderungen am Material vorzunehmen, ist von Athlet zu Athlet verschieden: So kann mit Hilfe eines kleinen Schraubenschlüssels der Extensions- Flexionswiderstand im Kniegelenk im Sinne einer langsameren Kniestreckung bzw. größeren Kniebeugung modifiziert werden, d. h. Einstellungen des Materials sind durch einen Orthopädietechniker oder den Athleten selbst sogar noch unmittelbar vor dem Lauf möglich. Die Ergebnisse der vorliegenden Laufstudie zeigen einen hohen positiven Zusammenhang zwischen einem kleinen Kniewinkel in der Standphase und der Laufgeschwindigkeit, d. h. die Landung auf einem

gebeugten Kniegelenk kann sich leistungsfördernd auswirken. Aus Furcht vor einem Sturz durch ein zu großes kniebeugendes Drehmoment lassen die Athleten Modifikationen nicht oder in einem von Person zu Person unterschiedlichem Maße zu. Beuge- und Streckgeschwindigkeit im Prothesengelenk sowie der Landewinkel im Kniegelenk lassen sich demnach mit wenigen Handgriffen verändern, eine Modifikation des Materials zwecks Ausschöpfens möglicher Reserven ist verständlicherweise auf Grund der mentalen Einstellung des Läufers nur bedingt möglich und wünschenswert. Im Vordergrund steht hier die psychische und physische Sicherheit des Athleten.

Abschließend betrachtet hat sich das Vorgehen, Schritte aus der Beschleunigungsphase zu simulieren, die bislang in Untersuchungen nur wenig repräsentiert sind (vgl. Kapitel 1.2.3.3) als sinnvoll erwiesen. Ebenso hat die Computersimulation der ebenfalls bislang weniger beachteten Schwungphase Hinweise auf mögliche Leistungsreserven ergeben. Sie zeigt auf, dass in der vorderen Schwungphase des Sprintschritts die Schrittfrequenzerhöhung durch Schwunghasenverkürzung unter Beibehaltung der Schrittlänge möglich ist. Die Minimierung der Schwunghasendauer ist auf den Einzelschritt bezogen zwar sehr klein, summiert sich aber über mehrere Einzelschritte auf. Zudem entscheiden „(...) [h]understel Sekunden [...] über Sieg und Niederlage, wenige Zehntel Sekunden markieren schon einen Klassenunterschied (...)“ (BAUMANN et al. 1986, 1), so dass bereits diese geringfügige Veränderung einen entscheidenden Leistungsvorsprung sichern kann.

5 Ausblick

Wie aus den vorherigen Ausführungen zu entnehmen, zeigt die Studie mit einer Gesamtprobandenzahl von drei Leistungs- und sechs Breitensportlern lediglich Tendenzen für die untersuchte Gruppe auf. An erster Stelle steht daher die Forderung nach weiterführenden Untersuchungen mit einer größeren Probandengruppe, um zu überprüfen, inwiefern die Ergebnisse auch für eine größere Stichprobe Gültigkeit besitzen und statistisch abzusichern sind.

Dabei sollten im Rahmen weiterer Grundlagenforschung Methodiken entwickelt werden, die den Einfluss des Materials in Abgrenzung zu einer veränderten Bewegungsausführung genauer bestimmen können, was sich u. a. in einer sorgfältigen Auswahl der neu zu untersuchenden Parameter niederschlägt.

Bezüglich der kontroversen Diskussion, ob ein Krafttraining spezieller Muskelgruppen notwendig ist oder bereits eine veränderte Ansteuerung benötigter Muskelgruppen im Sinne einer veränderten intermuskulären, ökonomischen Koordination die Sprintleistung steigern kann, sind EMG-Studien notwendig, welche das Aktivierungsmuster insbesondere der Stumpfmuskulatur im Sprint aufzeigen.

Wird von einer besonderen Bedeutung der Mm. ischiocrurales für eine Schrittfrequenzerhöhung und damit Leistungssteigerung im Sprint Oberschenkelamputierter Athleten ausgegangen, muss bereits auf Grund des unterschiedlichen muskulären Status nach Oberschenkelamputation und Knieexartikulation kritisch hinterfragt werden, ob die Zusammenfassung beider Athletengruppen in einer Startklasse die Oberschenkelamputierten Sprinter benachteiligt. Unabhängig von der besseren Endbelastbarkeit des Stumpfes nach Knieexartikulation bzw. der gewählten Operationstechnik bleibt nach einer Knieexartikulation die ischiocrurale Muskulatur weitgehend erhalten und steht für die Hüftstreckung noch zur Verfügung, während bei der Oberschenkelamputation, je nach Amputationshöhe, die Mm. ischiocrurales teilresektiert wird und nicht mehr zur gänzlichen Kraftentfaltung zur Verfügung steht. Auf die Bedeutung des inneren Anteils des M. adductor magnus wurde in der Diskussion bereits hingewiesen, hier sind ebenfalls weiterführende EMG-Studien anzustreben, welche Aussagen darüber zulassen,

ob und in welchem Maße dieser Muskel tatsächlich die Mm. ischiocrurales als Kinetoren im „greifenden Lauf“ unterstützen kann.

Wird die Vermutung aufgegriffen, dass es sich bei den beobachteten Läufen insbesondere der Breitensportler um individuelle Lösungsstrategien handelt, die sich u. a. durch große Kraftspitzen als Steuerungssignal (NIGG 2001) zur Anpassung an die neue Belastung auszeichnen, sollten Längsschnittstudien angestrebt werden, um zu prüfen, inwieweit sich diese Vermutungen auf breiterer Basis stützen lassen. Die Studien müssten zeigen, inwiefern es sich bei den Kraftspitzen um ein Steuerungssignal für die kommenden Schritte handelt oder inwiefern die Athleten mit zunehmender Übung die auftretenden Belastungen minimieren können. Daraus ließen sich auch Hinweise ableiten, inwiefern es sinnvoll ist, auf Dauer Alltagsprothesen für diese Art der Belastung zu tragen, oder ob auch im Breitensport spezielle Laufprothesen (wie Joggingprothesen) entwickelt werden müssen, um eine Überbeanspruchung des aktiven und besonders des passiven Bewegungsapparates zu vermeiden.

Handelt es sich dabei um individuelle Lösungsmöglichkeiten, erfordert dies ein Lauftraining, welches es den Athleten auch erlaubt, ihre individuell beste, situative Lösungsstrategie zu entwickeln. Dies kann zu Konsequenzen für die Trainingsmethodik oberschenkelamputierter Sprinter in der Leichtathletik behinderter Menschen allgemein führen. Den Erfahrungsberichten der teilnehmenden Leistungssportler zufolge werden in der Regel traditionelle Trainingsmethoden nicht amputierter Sprinter kopiert und mit Veränderungen, insbesondere in der Gestaltung der Pausen, auf das Training oberschenkelamputierter Sprinter adaptiert. Die Ergebnisse zeigen, dass Modifikation der Methodik sinnvoll erscheinen und „neue“, kreative Wege im Training oberschenkelamputierter Sprinter beschritten werden müssen. Inwieweit Erfahrungswerte aus der Leichtathletik nicht behinderter Menschen dabei übertragbar sind, erfordert eine weitere, intensive Auseinandersetzung mit der Thematik. Denn die Ergebnisse der Laufstudie zeigen durchaus in einigen Punkten (Vergrößerung der Laufgeschwindigkeit durch Anfersen, „greifendes Laufen“ etc.) Parallelen zur Leistungsverbesserung, die aufgegriffen werden können.

Zur Individualisierung des Trainings bietet das differentielle Lernen nach SCHÖLLHORN (1999) eine erste Möglichkeit. Es ist eine Verallgemeinerung des variablen Übens nach SCHMIDT (1985, in SCHÖLLHORN 1999, 11) und umfasst vielfältigste Übungen, welche im Aneignungs- und Automatisierungsprozess im Athleten einen Vorgang der Selbstorganisation auslöst. Der Athlet lernt, wie er auf die sich ständig wechselnden Bedingungen seiner Umwelt reagieren kann, er erwirbt die Fähigkeit, sich auf neue Situationen, welche bereits durch das Prothesenmaterial ständigen Schwankungen unterliegt, schnell und adäquat zu reagieren. Beispiele für das differentielle Lernen im Bereich des Behindertensports liegen derzeit nicht vor und können eine weitere Aufgabe für zukünftige Forschungsarbeiten sein. Insbesondere dann, wenn sie übertragbare Erfahrungen aus dem Bereich nichtbehinderter Sportler gezielt modifizieren und variieren können und so einen Kompromiss aus den traditionellen und neueren Trainingsmethoden darstellen.

Weiterhin sind Fragestellungen zu bearbeiten, wie dem Athleten hinsichtlich seines Bedürfnisses nach optimaler Standphasensicherheit begegnet werden kann und ob es möglich ist, unter Wahrung der psychisch und physischen Sicherheit des Athleten „Leistungsreserven“ im Sinne einer späteren Kniestreckung in der vorderen Schwungphase oder einer Landung mit moderat gebeugtem Knie auszunutzen. Noch stärker als bereits für das Sprinttraining nicht amputierter Sprinter gefordert, steht damit die Individualität des amputierten Athleten, seine Persönlichkeit im Vordergrund. Bedingt durch den veränderten muskulären Status und das sich stetig verbessernden Prothesenmaterial wird eine interdisziplinäre, intensive Zusammenarbeit von Athleten, Trainern, Physio- oder Sporttherapeuten und Orthopädietechnikern notwendig, die eine große, reizvolle Herausforderung auch für die Entwicklung neuer Trainingsmethodiken in der Leichtathletik von Menschen mit Behinderung darstellt.

6 Literaturverzeichnis

AE, M.; MIYASHITA, K.; YOKOI, T.; HASHIHARA, Y. (1987): Mechanical power and work done by the muscles of the lower limb during running at different speeds. In: JONSSON, B. (Hrsg.): Biomechanics X-B. Champaign: Human Kinetics Publishers, 895 – 899.

AE, M.; ITO, A.; SUZUKI, M. (1992): The men's 100 meters. New Studies in Athletics, 7, 1, 47 – 52.

ALLARD, P.; KOFMANN, J.; LABELLE, H.; LEVESQUE, C.; DURHAIME (1988): Vorläufige Bewertung eines optimalen Blattfeder-Kunstfußes für Kinder. Orthopädie Technik, 5, 261 – 268.

ALLARD, P.; TRUDEAU, F.; PRINCE, F. DANSEREAU, J.; LABELLE, H.; DUHAIME, M. (1995): Modelling and gait evaluation of asymmetrical-keel foot prosthesis. Medical and biological engineering & computing, 33, 1, 2 – 7.

ALLEN, C. E. L. (1964): Biomechanics in normal and prosthetic stance and gait. The South African Mechanical Engineer, Sept., 27 – 45.

ANGELI 2003: persönliche Notiz (DVS-Sektionstagung Biomechanik, Köln 2003)

ARUIN, A. S.; NICOLAS, J. J.; LATASH, M. L. (1997): Anticipatory postural adjustments during standing in below-the-knee amputees. Clinical Biomechanics, 12, 1, 52 – 59.

AEYELS, B.; PEERAER, L.; VAN DER SLOTEN, J.; VAN DER PERRE, G. (1992): Development of an above-knee prosthesis equipped with a microcomputer-controlled knee joint: first results. Journal of Biomedical Engineering, 114, 3, 199 – 202.

ARYA, A. P.; LEES, A.; NIRULA, H. C.; KLENERMAN, L. A. (1995): A biomechanical comparison of the SACH, Seattle and Jaipur feet using ground reaction forces. Prosthetics and Orthotics International, 19, 1, 37 – 45.

BALLREICH, R. (1969): Weg- und Zeitmerkmale von Sprintbewegungen. Berlin u.a.: Bartels und Wernitz.

BALLREICH, R. (1996): Grundlagen der Modellmethode. In: BALLREICH, R. BAUMANN, W. (Hrsg.): Grundlagen der Biomechanik des Sports. Probleme, Methoden, Modelle. Stuttgart: Enke, 119 – 159.

BALLREICH, R.; KUHLOW, A. (1980): Beiträge zur Biomechanik des Sports. In: Schriftenreihe des Bundesinstituts für Sportwissenschaft. Schorndorf: Hofmann.

- BARR, A.; SIEGEL, K. L.; DANOFF, J. V.; MCGARVEY, C. L.; TOMASKO, A.; SABLE, I.; STANHOPE, S. J. (1992): Biomechanical comparison of the energy-storing capabilities of SACH and Carbon Copy II prosthetic feet during the stance phase of gait in a person with below-knee amputation. Physical Therapy, 72, 5, 344 – 354.
- BARTONIETZ, K.; GÜLLICH, A. (1992): Die Bedeutung der Pick-up-Beschleunigung bei Höchstleistungen im 100 m- Sprint: ein Beitrag zur Leistungs- und Trainingsstruktur des Kurzsprints. In: FUCHS, E. (Hrsg.): Olympiastützpunkte im Brennpunkt praxisorientierter Sportwissenschaft. Frankfurt: Selbstverlag, 198 – 214.
- BAUERSFELD, K. - H.; SCHRÖTER, G. (1998): Grundlagen der Leichtathletik. Berlin: Sportverlag.
- BAUMANN, W.; SCHWIRTZ, A.; GROB, V. (1986): Biomechanik des Kurzstreckenlaufs. In: BALLREICH, R.; KUHLOW, A. (Hrsg.): Biomechanik der Sportarten. Band 1: Biomechanik der Leichtathletik. Stuttgart: Enke, 1 – 15.
- BAUMGARTNER, R.; BOTTA, P. (1989): Amputation und Prothesenversorgung der unteren Extremität. Indikationsstellung, operative Technik, Nachbehandlung, Prothesenversorgung, Gangschulung, Rehabilitation. Stuttgart: Enke.
- BEHRENDT, H. J.; BOENICK, U. (1978): Optimierung von Prothesensystemen mit Hilfe der Spiroergometrie. Orthopädie Technik, 6, 71 – 73.
- BELITZ, G. (1989): Mit der „Gehhilfe“ zum Start. Behinderung und Sport, 9, 188 – 189.
- BELITZ, G. (1989a): Prothesen für sportlich aktive Beinamputierte. Orthopädie Technik, 9, 503 – 505.
- BELITZ, G. (1991): Sport- und Aktivprothesen. Orthopädie Technik, 12, 876 – 878.
- BELITZ, G. (1999): Festival in Duderstadt – 14 Weltrekorde beim Paralympics Revival. Handi-Cap, 3, 14 – 17.
- BERCOV, M. (1991): Biomechanique du genou normal et prothetique. La Revue de Praticien, 41, 16, 1416 – 1441.
- BLICKHAN, R. (1989): The spring-mass model for running and hopping. Journal of Biomechanics, 22, 11/12, 1217 – 1227.
- BLUMENTRITT, S.; SCHERER, H. W. ; WELLERSHAUS, U. (1994): Biomechanisch-ganganalytische Bewertung von Prothesen. Medizinisch-Orthopädische Technik, 6, 287 – 292.
- BLUMENTRITT, S. (1995): Ganganalyse als Basis neuer Entwicklungen, Orthopädie Technik, 9, 757 - 761.

- BLUMENTRITT, S.; MILDE, L.; SCHERER, H. W. (1995): Biomechanische Tests und Erfahrungen mit dem neuen EBS-Kniegelenk 3R60. Medizinisch Orthopädische Technik, 6, 316 – 322.
- BOBBERT, M. F.; VAN SOEST, A. J. (1994): Effects of muscle strengthening on vertical jump height: a simulation study. Medical Sciences in Sports and Exercise, 26, 8, 1012 – 1020.
- BOCK, OTTO – ORTHOPÄDISCHE INDUSTRIE (Hrsg.) (1996/97): Prothesenpassteile – untere Extremität. Werbeprospekt: Duderstadt: Selbstverlag.
- BOENICK, U. (Hrsg.) (1991): Gangbildanalyse. Stand der Meßtechnik und Bedeutung für die Orthopädie-Technik. Duderstadt: Mecke.
- BOENICK, U. (1993): Möglichkeiten zur Optimierung der prothetischen Versorgung Beinamputierter mittels quantitativer Bewegungsanalyse. Biomedizinische Technik, 38, 144 – 152.
- BÖTTCHER, J.; BÄR, J. (1995): 3 D-Videobildanalyse und Dynamometrie des Tiefstarts beim Sprintlauf. In: KRUG, J.; MINOW, H.-J. (Hrsg.): Sportliche Leistung und Training. Schriften der Deutschen Vereinigung für Sportwissenschaft. St. Augustin: Academia, 287 – 293.
- BOHN, C.; SHAN, G. B.; ATTERMAYER, R.; NICOL, K. (1999): Biomechanische Untersuchungen des Sprints zur individuellen Technikverbesserung. In: WIEMEYER, J. (Hrsg.): Forschungsmethodologische Aspekte von Bewegung, Motorik und Training im Sport. Schriften der Deutschen Vereinigung für Sportwissenschaft. Hamburg: Czwalina, 89 – 93.
- BOONSTRA, A. M.; FIDLER, V.; EISMA, W. H. (1993): Walking speed of normal subjects and amputees: aspects of validity of gait analysis. Prosthetics and Orthotics International, 17, 2, 78 – 82.
- BOONSTRA, A. M.; SPITS, G. M.; TUIL, P.; HOF, A. L. (1993a): Comparison of gait using a Multiflex foot versus a Quantum foot in knee disarticulation amputees. Prosthetics and Orthotics International, 17, 2, 90 – 94.
- BOONSTRA, A. M.; SCHRAMA, J. M.; EISMA, W. H.; HOF, A. L.; FIDLER, V. (1996): Gait analysis of transfemoral amputee patients using prosthesis with two different knee joints. Archives of Physical & Medicine Rehabilitation, 77, 5, 515 – 520.
- BROUWER, B. J.; ALLARD, P.; LABELLE, H. (1989): Running patterns of juveniles wearing SACH and single-axis foot components. Archives of Physical & Medicine Rehabilitation, 70, 2, 128 – 134.
- BUCKLEY, J. G. (2000): Biomechanical adaptations of transtibial amputee sprinting athletes using dedicated prostheses. Clinical Biomechanics, 15, 352 – 358.

- BUCKLEY, J. G.; SPENCE, W. D. SOLOMONIDIS, S. E. (1997): Energy cost of walking: comparison of „intelligent prosthesis“with conventional mechanism. Archives of Physical & Medicine Rehabilitation, 78, 3, 330 – 333.
- BURKETT, B.; SMEATHERS. J.; BARKER, T. (2001): Optimising the trans-femoral prosthetic alignment for running, by lowering the knee joint. Prosthetics and Orthotics International, 25, 3, 210 – 219.
- BURKETT, B.; SMEATHERS. J.; BARKER, T. (2003): Walking and running inter-limb asymmetry for Paralympic trans-femoral amputees, a biomechanical analysis. Prosthetics and Orthotics International, 27, 36-47.
- CAPPOZZO, A.; FIGURA, F.; LEO, T.; MARCHETTI, M. (1975): Biomechanical evaluation of above-knee prostheses. Biomechanics, 5, 366 – 372.
- CASILLAS, J. M.; DULIEU, V.; COHEN, M.; MARCER, I.; DIDIER, J. P. (1995): Bioenergetic comparison of a new energy-storing foot and SACH foot in traumatic below-knee vascular amputations. Archives of Physical & Medicine Rehabilitation, 76, 1, 39 –44.
- COCHRAN, G. (1988): Orthopädische Biomechanik. Stuttgart: Enke.
- COPPENOLLE, H., VAN; GORIS, M.; VANDENBROEK, A. (1980): Analyse van paslengte en pasfrequentie bij 100 meter atleten op de Olympische spelen van Moscou. Hermes, 14, 3/4, 209 –221.
- CHAKRABORTY, J. K.; PATIL, K. M. (1994): A new modular six-bar linkage trans-femoral prosthesis for walking and squatting. Prosthetics and Orthotics International, 18, 98 – 108.
- CHENGZHI, L.; ZONGCHENG, H. (1987): Temporal and kinematic analysis of swing Leg for Elite Sprinters. In: JONSSON, B (HRSG.): Biomechanics X-B. Champaign: Human Kinetics Publishers, 825 – 829.
- CROUSE, S. F.; LESSARD, C. S.; RHODES, J.; LOWE, R. C. (1990): Oxygen consumption and cardiac response of short-leg and long-leg prosthetic ambulation in a patient with bilateral above-knee amputation: comparison with able-bodied men. Archives of Physical & Medicine Rehabilitation, 71, 5, 313 – 317.
- CULHAM, E. G.; PEAT, M.; NEWELL, E.: (1986): Below-knee amputation: a comparison of the effect of the SACH foot and single axis foot on electromyographic patterns during locomotion. Prosthetics and Orthotics International, 10, 1, 15 –22.
- CUMMINGS, V.; MARCH, H.; STEVE, L.; ROBINSON, K. G. (1979): Energy costs of below-knee prostheses using two types of suspension. Archives of Physical & Medicine Rehabilitation, 60, 7, 293 – 297.

- CZERNIECKI, J. M. (1996): Rehabilitation in limb deficiency. 1. Gait and motion analysis. Archives of Physical & Medicine Rehabilitation, 77, 3, Supplement., 3 – 8.
- CZERNIECKI, J. M.; GITTER, A.; MUNRO, C. (1991): Joint moment and muscle power output of below knee amputees during running: the influence of energy storing feet. Journal of Biomechanics, 24, 1, 63 – 75.
- CZERNIECKI, J. M.; JOSEPH, M.; GITTER, A. (1992): Insights to amputee running. A muscle work analysis. American Journal of physical Medicine & Rehabilitation, 71, 4, 209 – 218.
- DADS 9.0. (1993): Reference Manual, Vol. 1.
- DELECLUSE, C. (1997): Influence of strength training on sprint performance. Sports Medicine, 24, 3, 147 – 156.
- DIANGELO, D. J.; WINTER, D. A.; DHANJOO, N. G.; NEWCOMBE, W. R. (1989): Performance assessment of the terry fox jogging prosthesis for above-knee amputees. Journal of Biomechanics, 22, 6 / 7, 543 – 558.
- DIETL, H.; KAITAN, R.; PAWLIK, R.; FERRARA, P. (1998): C-Leg – Ein neues System zur Versorgung von Oberschenkelamputationen. Orthopädie-Technik, 3, 197 – 211.
- DONN, J. M.; PORTER, D.; ROBERTS, V. C. (1989): The effect of footwear mass on gait patterns of unilateral below-knee amputees. Prosthetics and Orthotics International, 13, 3, 140 – 144.
- EHARA, Y.; BEPPU, M.; NOMURA, S.; KUNIMI, Y.; TAKAHASHI, S. (1993): Energy storing property of so-called energy-storing prosthetic feet. Archives of Physical & Medicine Rehabilitation, 74, 1, 68 – 72.
- ENGSBERG, J. R.; LEE, A.; PATTERSON, J. L.; HARDER, J. A. (1991): External loading comparisons between able-bodied and below-knee-amputee children during walking. Archives of Physical & Medicine Rehabilitation, 72, 9, 657 – 661.
- ENGSBERG, J. R.; LEE, A. G.; TEDFORD, K. G.; HARDER, J. A. (1993): Normative ground reaction force data for able-bodied and below-knee-amputee children during walking. Journal of Paediatric Orthopaedics, 13, 2, 169 – 173.
- ENGSBERG, J. R.; LEE, A. G.; TEDFORD, K. G.; HARDER, J. A. (1993a): Normative ground reaction force data for able-bodied and trans-tibial amputee children during running. Prosthetics and Orthotics International, 17, 2, 83 – 89.
- ENOKA, R. M.; MILLER, D. I.; BURGESS, E. M. (1982): Below-knee amputee running gait. American Journal of Physical Medicine, 61, 2, 66 – 84.
- FITZLAFF, G. (1996): Entwicklungsstand von Schwungphasensteuerungen für Oberschenkelprothesen. Orthopädie Technik, 7, 537 – 544.

- FITZLAFF, G. (1994): Microprozessorgesteuerte Schwungphasensteuerung für Oberschenkelprothesen. Medizinisch Orthopädische Technik, 6, 299 – 303.
- FITZLAFF, G.; KNICKER, A. (1997): Sportwissenschaftliche Untersuchungen zur Optimierung einer OS – Rennprothese für den Hochleistungssport. Orthopädie Technik, 6, 528 – 535.
- FRICK, U.; STUTZ, R.; SCHMIDTBLEICHER, D. (1995): Veränderung der Muskelaktivität im Verlauf der initialen Beschleunigungsphase beim Laufen. In: KRUG, J.; MINOW, H.-J. (Hrsg.): Sportliche Leistung und Training. Schriften der Deutschen Vereinigung für Sportwissenschaft. St. Augustin: Academia, 257 – 262.
- FUCHS, P.; LAMES, M. (1990): Mathematische Modellierung des Wettkampfverhaltens im Sprint. Leistungssport, 20, 5, 35 – 41.
- GAILEY, R. S., NASH, M. S., ATCHLEY, T. A.; ZILMER, R. M.; MOLINE-LITTLE, G. R.; MORRIS-CRESSWELL, N.; SIEBERT, L. I. (1997): The effects of prosthesis mass on metabolic cost of ambulation in non-vascular trans-tibial amputees. Prosthetics and Orthotics International, 21, 1, 9 – 16.
- GINGRAS, G.; CORRIVEAU, C. (1967): Modern amputations and prosthetics. Applied Therapeutics, 9, 6, 537.
- GITTER, A.; CZERNIECKI, J. M.; DE GROOT, D. M. (1991): Biomechanical analysis of the influence of prosthetic feet on below-knee amputee walking. American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation, 70, 3, 142 – 142.
- GITTER, A.; CZERNIECKI, J.; MEINDERS, M. (1997): Effect of prosthetic mass on swing phase work during above-knee amputee ambulation. American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation, 76, 2, 114 – 121.
- GLITSCH, U. (1995): Biomechanische Analyse zur Funktion der ischiocruralen Muskulatur beim Laufen. In: KRUG, J.; MINOW, H.-J. (Hrsg.): Sportliche Leistung und Training. Schriften der Deutschen Vereinigung für Sportwissenschaft, 70. St. Augustin: Academia, 107 – 111.
- GLITSCH, U.; BAUMANN, W. (1989): Comparison of the biomechanical behaviour of different foot prostheses during walking and running. Proceedings of the XII ISB, Los Angeles, 278 - 279.
- GLITSCH, U.; BAUMANN, W. (1990): Energy efficiency of different foot prosthesis during stance phase of walking and jogging, 7th Meeting of the European Society of Biomechanics, Aarhus.
- GOERLICH, R. (1994): Indikationen innovativer Prothesen. Orthopädie Technik, 7, 660 – 675.
- GOTTSCHALK, F. (1994): Oberschenkelamputation – Muskelerhalt und Adduktorenmyodese. Orthopädie Technik, 12, 1118 – 1119.

- GUISSARD, N.; DUCHATEAU, J. (1991): Elektromyographie des Sprintstarts. Journal of Human Movement Studies, 18, 3, 97 – 106.
- HABERMANN-HORSTMEIER, L. (1992²): Anatomie, Physiologie und Pathologie. Stuttgart: Schattauer.
- HALE, S. A. (1990): Analysis of the swing phase dynamics and muscular effort of the above-knee amputee for varying prosthetic shank loads. Prosthetics and Orthotics International, 14, 3, 125 – 135.
- HARLAND, M. J.; STEELE, J. R. (1997): Biomechanics of the sprint start. Sports Medicine, 23, 1, 11 – 20.
- HARNEY, K. J. (1998): Prothetische Leistung für Sportaktivitäten. TOP-TEAM Report, 1, 4 – 7.
- HASENPUSCH, V.; FICK, V.; BOENICK, U. (1994): Das Berliner CAD/CAM System – Zusammenspiel von Maßnahme und Computermodellierung. Orthopädie Technik, 7, 676 – 681.
- HAY, J. G. (1993): The biomechanics of sport technique. New Jersey: Prentice Hall international edition.
- HAYASHI, S. (1983): Quantitative analysis of lateral force of floor reactions in normal and above-knee prosthetic gait. Nippon Seikeigeka, Gakkai Zasshi, 57, 12, 1911 – 1921.
- HENNIG, E.; ALBERT, H.; AISSLINGER, U. (1978): Meßverfahren zur Erfassung von Vertikalkräften und zeitabhängigen Druckverteilungen. Orthopädie Technik, 8, 93 – 97.
- HENNIG, E. M., LAFORTUNE, M. A. (1991): Relationships between ground reaction forces and tibial bone acceleration parameters. International Journal of Sports Biomechanics, 7, 303 – 309.
- HERMODSSON, Y.; EKDAHL, C.; PERSSON, B. M.; ROXENDAL, G. (1994): Gait in male trans-tibial amputees: a comparative study with healthy subjects in relation to walking speed. Prosthetics and Orthotics International, 18, 2, 68 – 77.
- HEß, W. D. (1991): Leichtathletik. Sprint, Lauf, Gehen. Technik der Topathleten. Berlin: Sportverlag.
- HEYEN, J. (1996): Ganganalyse in der Gehschule. Orthopädie Technik, 10, 790 – 796.
- HOCHMUTH, G. (1981⁴): Biomechanik sportlicher Bewegungen. Berlin: Sportverlag.
- HOFFMANN, M. D.; SHELDAL, L. M.; BULEY, K. J. SANDFORD, P. R. (1997): Physiological comparison of walking among bilateral above-knee amputee and

- able-bodied subjects and a model to account for the differences in metabolic cost. Archives of Physical & Medicine Rehabilitation, 78, 4, 385 – 92.
- HUBBLE, S. L.; COZEAN, C.; STANKO, R.; POLLINA, F. (1986): Fine tuning of swing phase of hydraulic knees using gait laboratory. Archives of Physical & Medicine Rehabilitation, 67, 7, 487 – 490.
- HUESKES, G. D. (1993): Flex walk foot und flex foot - Energiespeichernde Fußkonstruktionen. Orthopädie Technik, 9, 676 – 681.
- Hugh, M. R. (1985): Mathematical representation of the velocity curve of sprint running. Canadian Journal of Applied Sport Science, 10, 4, 166 – 170.
- INNENMOSER, J. (1987): Zum Problem des Einsatzes technischer Hilfsmittel, Prothesen und Orthesen im ambulanten Behindertensport aus sportpädagogischer Sicht. Orthopädie Technik, 4, 230 – 233.
- ISAKOV, E.; BURGER, H.; KRAINIK, J.; GREGORIC, M.; MARINCEK, C. (1996): Influence of speed on gait parameters and on symmetry in trans-tibial amputees. Prosthetics and Orthotics International, 20, 3, 1532 – 158.
- JACOBS, R.; BOBBERT, M. F.; VAN INGEN SCHENAU, G. J. (1996): Mechanical output from individual muscles during explosive leg extensions: the role of biarticular muscles. Journal of Biomechanics, 29, 4, 513 – 523.
- JACOBS, R.; VAN INGEN SCHENAU, G. J. (1992): Intermuscular coordination in a sprint push-off. Journal of Biomechanics, 25, 9, 953 – 965.
- JAEGERS, S. M.; ARENDZEN, J. H.; DE JONG, H. J. (1995): Prosthetic gait of unilateral transfemoral amputees: a kinematic study. Physical Medicine & Rehabilitation, 76, 8, 736 – 743.
- JAEGERS, S. M.; VOS, L. D.; RISPENS, P.; HOF, A. L. (1993): The relationship between comfortable and most metabolically efficient walking speed in persons with unilateral above-knee amputation. Archives of Physical & Medicine Rehabilitation, 74, 5, 521 – 525.
- JUCHEM, T. (1997): Erfahrungen für Alltag und Leistungssport. TOP-TEAM Report, 3, 10 – 16.
- KAPHINGST, W. (1991): Funktionelle Aspekte von Prothesenfußkonstruktionen. Orthopädie Technik, 11, 816 – 821.
- KAPHINGST, W. (1994): Funktionelle Bedeutung der Standphasensicherung. Orthopädie Technik, 1, 18 – 25.
- KNICKER, A.; BLOCH, O. (1996): Prothesentechnik. Optimierung von Sportprothesen. Forschung, Innovation, Technik, 2, 1 – 8.
- KOZLOV, I.; MURAVEV, V. (1992): Muscles and the sprint. Fitness and Sports Revier International, 27, 6, 192 – 195.

- KRISTEN, H.; KASTNER, J. (1994): „Gehen“ – „Laufen“ mit Prothesen. Medizinisch Orthopädische Technik, 6, 279 – 282.
- LAMBERT, P. (1996): Les trois vertites du sprint. Sport et Vie, 37, 16 –19.
- LEHMANN, J. F.; PRICE, R.; BOSWELL-BESSETTE, S.; DRALLE, A. QUESTAD, K. (1993): Comprehensive analysis of dynamic elastic response feet: Seattle / Lite foot versus SACH foot. Archives of Physical & Medicine Rehabilitation, 74, 8, 853 – 861.
- LEHMANN, J. F.; PRICE, R.; BOSWELL-BESSETTE, S.; DRALLE, A. QUESTAD, K.; DELATEUR, B. (1993a): Comprehensive analysis of energy storing prosthetic feet: Flex foot, Seattle foot versus standard SACH foot. Archives of Physical & Medicine Rehabilitation, 74, 1225 – 1231.
- LEHMANN, F.; VOß, G. (1997): Innovationen für den Sprint und Sprung:“ ziehende Gestaltung der Stützphasen“. Theoretische Konstruktion oder Notwendigkeit. Teil 1. Leistungssport, 6, 20 – 25.
- LEHMANN, F.; VOß, G. (1998): Innovationen für den Sprint und Sprung:“ ziehende Gestaltung der Stützphasen“. Theoretische Konstruktion oder Notwendigkeit. Teil 2. Leistungssport, 1, 18 – 22.
- LIU, Y. (1992): Kinematik, Dynamik und Simulation des leichtathletischen Sprints. Frankfurt u.a.: Lang.
- MAINKA, C.; BOENICK, U. (1994): Integrierte Gangbildanalyse mit Hilfe eines Laufbandergometers. Orthopädie Technik, 7, 682 – 689.
- MAINKA, C. FRIEDRICH, M. T.; BOENICK, U. (1995): Integrated gait analysis: a complex expert system approach to detailed data evaluation. Biomedizinische Technik, 40, 12, 363 –371.
- MENARD, M. R.; MCBRIDE, M.E.; SANDERSON, D. J.; MURRAY, D. (1992): Comparative Biomechanical analysis of energy-storing prosthetic feet. Archives of Physical & Medicine Rehabilitation, 73, 451 – 458.
- MENDOZA, L.; SCHÖLLHORN, W. (1993): Training of the sprint start technique with biomechanical feedback. Journal of Sports Sciences, 11, 1, 25 –29.
- MENSCH, G. (1993): Aus der Prothesengangschule: Beziehungen zwischen Oberschenkelstumpfbewegungen und Gangbild. Orthopädie Technik, 11, 874 – 879.
- MERKLE, C. (1996): Messtechnische Untersuchungen zur Ermittlung von Belastungsverhältnissen an Beinprothesen. Orthopädie Technik, 1, 19 – 22.
- MERO, A.; KOMI, P. V.; GREGOR, R. J. (1992): Biomechanics of sprint running. Sports Medicine, 13, 6, 379 –392.

- MERO, A.; KOMI, P. V.; RUSKO, H.; HIRVONEN, J. (1987): Neuromuscular and anaerobic performance of sprinters at maximal and supramaximal speed. International Journal of Sports Medicine, 8, Suppl. 1, 55 – 60.
- MERO, A.; LUHTANEN, P.; KOMI, P. V. (1983): A biomechanical study of the sprint start. Scandinavian Journal of Sports Sciences, 5, 1, 20 –28.
- MERO, A.; LUHTANEN, P.; KOMI, P. V. (1982): Zum Einfluss von Kontaktphasenmerkmalen auf die Schrittfrequenz im Maximalsprint. Leistungssport, 12, 4, 308 –313.
- MEYER, H.; BRENNER, P. (1992): Zur Kinematik einiger Gelenkmechanismen für den prothetischen Kniegelenkersatz nach Knieexartikulation. Zeitschrift für Orthopädie, 130, 64 –72.
- MIYAMARU, M.; YOKOI, T.; AE, M.; SHIBUKAWA, K.;HASHIHARA, Y.; KATOH, K.; NAKAMURA, K. (1987): Path of the whole body center of gravity for young children in running. In: JONSSON, B (Hrsg.): Biomechanics X-B. Champaign: Human Kinetics Publishers, 887 – 893.
- MICHAEL, J. W. ; GAILEY, R. S.; BOWKER, J. H. (1990): New developments in recreational prostheses and adaptive device for the amputee. Clinical Orthopaedics & Related Research, 256, 64 – 75.
- MICHEL, S. (2001): Der Start ist (fast) alles, Leichtathletik, 35, 54 –55.
- MILDE, L.; WELLERSHAUS, U. (1992): Paßteile für Beinprothesen – Konstruktionsmerkmale, Zielsetzung und Einsatzbereich, Orthopädie Technik, 8, 628 – 632.
- MILLER, D. (1981): Biomechanical considerations in lower extremity amputee running and sports performance. Australian Journal of Sport Medicine, 13, 3, 55 – 67.
- MILLER, D. I. (1987): Resultant lower extremity joint moments in below-knee amputees during stance. Journal of Biomechanics, 20, 5, 529 – 541.
- MILLER, L.A.; CHILDRESS, D. S. (1997): Analysis of a vertical compliance prosthetic foot. Journal of Rehabilitation and Research and Development, 34, 1, 52 – 57.
- MOHAN, D.; SETHI, P.K.; RAVI, R. (1992): Mathematical modelling and field trials of an inexpensive endoskeletal above-knee prosthesis, Prosthetics and Orthotics International, 16, 2, 118 – 123.
- MORLOCK, M.; BONIN, V.; SCHNEIDER, C. (1996): Biomechanische Belastungsanalyse mittels Modellen. In: GOLLHOFER, A. (Hrsg.): Integrative Forschungsansätze in Bio & Mechanik. Schriftenreihe der Deutschen Vereinigung für Sportwissenschaft. Hamburg: Czwalina, 151 – 171.

- MURRAY, M. P.; MOLLINGER, L. A.; SEPIC, S. B.; GARDNER, G. M. LINDNER, M. T. (1983): Gait patterns in above-knee amputee patients: hydraulic swing control versus constant-friction knee components. Archives of Physical & Medicine Rehabilitation, 64, 8, 339 – 345.
- NARCESSIAN, R. P. (1998): Mehrgelenkiges Muskeltraining. „Multi-Joints-Strategies“. Gesundheitssport und Sporttherapie, 14, 4 – 7.
- NEBELING, H. (1993): Was ist PAROTEC-SYSTEM® by Kraemer? Orthopädie Technik, 3, 178 – 187.
- NICOL, K. (1999): Considerations on parameters. XVIIth Congress of the International Society of Biomechanics. Calgary, 531.
- NICOL, K.; PEIKENKAMP, K. (2000): Parameter in der Biomechanik. In: NICOL, K.; PEIKENKAMP, K. (Hrsg.): Apparative Biomechanik – Methodik und Anwendungen. Schriften der Deutschen Vereinigung für Sportwissenschaft. Hamburg: Czwalina, 13 – 22.
- NIGG, B. (2001): The role of impact forces and foot pronation: a new paradigm. Clinical Journal of Sports Medicine, 11, 2 – 9.
- NIGG, B.; HERZOG, W. (1994): Biomechanics of the musculo-skeletal system. Chichester: John Wiley & sons.
- NIGG, B., WAKELING J. M. (2001): Impact forces and muscle tuning. A new paradigm. Exercise and Spots Sciences Reviews, 29, 1, 37 – 41.
- NIETERT, M.; BRENDEL, T.; GOTTWALS, K.; KREIL, P. (1998): Ein portables Meßsystem zur Erfassung von Belastungswerten in Beinprothesen als Alternative zu stationären Ganganalysesystemen. Orthopädie Technik, 1, 13 – 32.
- NOLAN, L.; LEES, A. (2000): Touch down and take-off characteristics of the long jump performance of world level above- and below-knee amputee athletes. Ergonomics, 43, 10, 1673 – 1650.
- NOVACHEK, T. F. (1997): The biomechanics of running. Gait and Posture, 7, 77 – 95.
- NUNN, C. (1999): Water Based Training Manual. Canberra: Union Offset Printers.
- OGISO, K.; YASUI, T.; AOYAMA, K.; WATANABE, K. (1998): Changes in segmental functions of support leg during sprint running. Japanese Journal of Physical Fitness and Sports Medicine, 47, 1, 143 – 154.
- PATIL, K. M.; CHAKRABORTY, J. K. (1991): Analysis of a new polycentric above-knee prosthesis with pneumatic swing phase control. Journal of Biomechanics, 24, 3 / 4, 223 – 233.

PEERARE, L.; AEYELS, B.; VAN DER PERRE, G. (1990): Development of EMG-based mode and intent recognition algorithms for a computer-controlled above-knee prosthesis. Journal of Biomedical Engineering, 12, 3, 178 – 182.

PEIKENKAMP, K. (1996): Ein 3-dimensionales, 3-segmentiges, dynamisches Modell des Fußes zur Berechnung interner Kräfte und Momente. Münster: Lit-Verlag.

PEIKENKAMP, K.; FRITZ, M.; NICOL, K. (2002): Influence of sport surfaces on the ground reaction force during landing. Journal of Applied Biomechanics, 18, 2, 122 – 134.

PERRY, J.; SHANFIELD, S. (1993): Efficiency of dynamic elastic response prosthetic feet. Journal of Rehabilitation and Research and Development, 30, 1, 137 – 143.

PLAMONDON, A.; ROY, B. (1984): Cinematique et cinetique de la course acceleree. Canadian Journal of Applied Sport Sciences, 9, 1, 42 –52.

POPOVIC, D.; OGUZTÖRELI, M. N.; STEIN, R. B. (1995): Optimal control for an above-knee prosthesis with two degrees of freedom. Journal of Biomechanics, 28, 1, 89 – 98.

POSTEMA, K.; HERMENS, H. J.; DEVRIES, J.; KOOPMANN, H. F.; EISMA, W. H. (1997): Energy storage and release of prosthetic feet. Part 1: Biomechanical analysis related to user benefits. Prosthetics and Orthotics International, 21, 1, 17 – 27.

POSTEMA, K.; HERMENS, H. J.; DEVRIES, J.; KOOPMANN, H. F.; EISMA, W. H. (1997a): Energy storage and release of prosthetic feet. Part 2: Subjective ratings of 2 energy storing and 2 conventional feet, user choice of foot and deciding factor. Prosthetics and Orthotics International, 21, 1, 28 – 34.

POWERS, C. M.; TORBURN, L.; PERRY, J.; AYYAPPA, E. (1994): Influence of prosthetic foot design on Sound limb Loading in Adults with unilateral below-knee amputations. Archives of Physical & Medicine Rehabilitation, 75, 825 – 829.

PRINCE, F.; ALLARD, THERRIEN, R. G.; MCFAYDEN, B. J. (1992): Running gait impulse asymmetries in below-knee amputees. Prosthetics and Orthotics International, 16, 1, 19 – 24.

PRITHAM, C.H. (1991): Die Biomechanik und die Form des Oberschenkel-schaftes im Hinblick auf das Konzept der sitzbeinumgreifenden Einbettung (CAT-CAM). Orthopädie Technik, 1, 8 – 17.

QUADE, K.; FRISCHMANN, J. (1997): Orthopädie-Technik und Sport aus der Sicht des Hochleistungssports. Orthopädie Technik, 6, 536 –544.

QUADE, K.; GLITSCH, U. (1991): Prothesenfüße für die Leichtathletik aus biomechanischer Sicht. Orthopädie Technik, 12, 880 – 882.

- QING, L.; KRÜGER, A. (1995): Die Beschleunigungsphase im Sprint ist nicht ein-, sondern zweiteilig. Leistungssport, 15, 3, 39 – 45.
- RADCLIFFE, C. W. (1994): Four-bar linkage prosthetic knee mechanisms: kinematic, alignment and prescription criteria. Prosthetics and Orthotics International, 16, 1, 19 – 24.
- RAO, S. S.; BOYD, L. A.; MULROY, S. J.; BOUTRAGER, E. L.; GRONLEY, J. K.; PERRY, J. (1998): Segment velocity in normal and transtibial amputees: prosthetic design implications. IEEE – Transactions on Rehabilitation Engineering, 6, 2, 219 – 226.
- REYNOLDS, D. P.; LORD, M. (1992): Interface load analysis for computer-aides design of below-knee prosthetic sockets. Medical & Biological Engineering & Computing, 30, 4, 419 – 426.
- SCHERER, H. W.; MILDE, L. (1997): Einsatz neuer Konstruktionen in der Beinprothetik. Orthopädie Technik, 7, 531 – 535.
- SCHIEBLER, T. H.; SCHMIDT, W.; ZILLES, K. (1997⁷) (Hrsg): Anatomie. Berlin u.a.: Springer.
- SCHMALZ, T. (1993): Die Nutzung biomechanischer Modelle zur Bestimmung rheologischer Eigenschaften des Muskel-Sehnen-Komplexes. In: GUTEWORT, W.; SCHMALZ, T.; WEISS, T. (Hrsg): Aktuelle Hauptforschungsrichtungen der Biomechanik sportlicher Bewegungen. St. Augustin: Academia, 102 – 108.
- SCHMALZ, T. (1999): Biomechanische Arbeitsthemen – Eine Momentaufnahme. In: BLICKHAN, R. (Hrsg.): Biomechanik und Motorik. Schriften der Deutschen Vereinigung für Sportwissenschaft. Hamburg: Czwalina, 89 f.
- SCHMALZ, T.; BLUMENTRITT, S.; JARASCH, R. (2002): Leistungsfähigkeit verschiedener Prothesenkniegelenke beim Treppabgehen von Oberschenkelamputierten. Orthopädie-Technik, 7, 586-592.
- SCHMIDTBLEICHER, D.; DIETZ, V. NOH, J.; ANTONI, M. (1978): Auftreten und funktionelle Bedeutung des Muskeldehnungsreflexes bei Lauf- und Sprintbewegungen. Leistungssport, 8, 6, 480 – 490.
- SCHMIDTBLEICHER, D. (1994): Training in Schnellkraftsportarten. In: KOMI, P. V. (Hrsg.): Kraft und Schnellkraft im Sport. Köln: Deutscher Ärzte-Verlag.
- SCHNEIDER, K.; HART, T.; ZERNICKI, R. F.; SETOGUCHI, Y.; OPPENHEIM, W. (1993): Dynamics of below-knee child amputee gait: SACH foot versus flex foot. Journal of Biomechanics, 26, 10, 1191 – 1204.
- SCHÖLLHORN, W. I. (1993): Biomechanische Einzelfallanalyse im Diskuswurf. Frankfurt: Harri Deutsch.

- SCHÖLLHORN, W. I. (1999): Individualität – ein vernachlässigter Parameter? Leistungssport, 2, 5 – 12.
- SCHÖLLHORN, W. I. (1995): Schnelligkeitstraining. Reinbek: Rowohlt.
- SCHOT, P.K.; KNUTZEN K. M. (1992): A biomechanical analysis of four sprint start positions. Research quarterly for Exercise and Sport, 63, 2, 137 –147.
- SCHULZ, CH.; DUESBERG, F. (1996): System zur Parametrierung einer elektronisch gesteuerten Prothese. Orthopädie Technik, 3, 224 – 225.
- SEIFARTH, A.; FRIEDRICHS, A.; WANK, V.; BLICKHAN, R. (1999): Dynamics of the long jump. Journal of Biomechanics, 32, 12, 1259 – 1267.
- SELBI, W. S.; CHAPMANN, A. E. (1987): A mathematical simulation of running. In: JONSSON, B. (Hrsg.): International Series on Biomechanics, Volume 6b, Biomechanics X-B. Champaign: Human kinetics.
- SEROUSSI, R. E.; GITTER, A., CZERNIECKI, J. M.; WEAVER, K. (1996): Mechanical work adaptations of above-knee amputee ambulation. Archives of Physical & Medicine Rehabilitation. 77, 11, 1209 – 1214.
- SHAN, G. (1999): Ein biomechanisches Modell auf Basis von individuellen anthropometrischen Daten für das Bewegungslernen von Flugphasen bei sportlichen Bewegungsabläufen. Münster: Lit-Verlag.
- SHORTER, J. J. (1994): Die Wahl zwischen einer hydraulischen oder pneumatischen Kniekontrollereinheit in Hochleistungsprothesen. Orthopädie Technik, 1, 26 – 29.
- SIMON, C.; SCHÖLLHORN, W. (1995): Prozessorientierte biomechanische Technikanalyse des Sprintlaufs. In: KRUG, J.; MINOW, H.-J. (Hrsg.): Sportliche Leistung und Training. Schriften der Deutschen Vereinigung für Sportwissenschaft. St. Augustin: Academia, 113 – 118.
- SIMON, C.; SCHÖLLHORN, W. (1997): Verlaufsorientierte Strukturierung verschiedener Stützphasen des Sprintlaufs mit Hilfe der P- und S-Faktorenanalyse und Referenzfunktionen. In: SCHMIDTBLEICHER, D.; BÖS, K.; MÜLLER, F. (Hrsg.): Sport im Lebenslauf. Schriften der Deutschen Vereinigung für Sportwissenschaft. St. Augustin: Academia, 299 – 302.
- SKINNER, H. B.; EFFENEY, D. J. (1985): Gait analysis in amputees. The American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation, 64, 2, 82 – 89.
- SMITH, A. W. (1990): A biomechanical analysis of amputee athlete gait. International Journal of Sport Biomechanics, 6, 3, 262 –281.
- SNYDER, R. D.; POWERS, C. M.; FONTAINE, C. M PERRY, J. (1995): The effect of five prosthetic feet on the gait and loading of the sound limb in dysvascular below-knee amputees. Journal of Rehabilitation and Research and Development 32, 4, 309 – 315.

- SPÄGELE, T. (1998): Modellierung, Simulation und Optimierung menschlicher Bewegungen. Stuttgart: Institut A für Mechanik der Universität.
- SPÄGELE, T.; KISTNER, A.; GOLLHOFER, A. (1999): Modelling, simulation and optimisation of a human vertical jump. Journal of Biomechanics, 32, 5, 521 – 530.
- STEIN, J. L.; FLOWERS, W. C. (1987): Stance phase control of above-knee prostheses: knee control versus SACH foot design. Journal of Biomechanics, 20, 1, 19 – 28.
- STEIN, J. L.; OLSON, L.; MOORADIAN, M.; WEBER, M. (1989): The measurements and role of prosthetic foot damping. Proceedings of the XII ISB, Los Angeles, 152 – 153.
- SUMMERS, G. D.; MORRISON, J. D.; COCHRANE, G. M. (1988): Amputee walking training: a preliminary study of biomechanical measurement of stance and balance. International Disability Studies, 10, 1, 1 – 5.
- SUST, M. (1993): Hill'sche Gleichung aus theoretischer Sicht. In: GUTEWORT, W.; SCHMALZ, T.; WEIß, T. (Hrsg.): Aktuelle Hauptforschungsrichtungen der Biomechanik sportlicher Bewegungen. Schriften der Deutschen Vereinigung für Sportwissenschaft. St. Augustin: Academia, 126 - 136.
- SYMINGTON, D. C.; LOWE, P. J.; OLNEY, S. J. (1979): The pedynograph, a clinical tool for force measurement and gait analysis in lower extremity amputees. Archives of Physical & Medicine Rehabilitation, 60, 2, 56 –61.
- TAYLOR, M. B.; CLARK, E.; OFFORD, E. A.; BAXTER, C. A. (1996): A comparison of energy expenditure by a high level trans-femoral amputee using the Intelligent Prosthesis and conventionally prosthetic limb. Prosthetics and Orthotics International, 20, 2, 116 – 121.
- TESIO, L.; LANZI, D.; DETREMBLEUR, C. (1998): The 3-D motion of the centre of gravity of the human body during level walking. Lower limb amputees. Clinical Biomechanics, 13, 2, 83 – 90.
- TIDOW, G.; WIEMANN, K. (1994): Zur Optimierung des Sprintlaufs – bewegungsanalytische Aspekte. Leistungssport, 5, 11 – 16.
- TIDOW, G.; WIEMANN, K. (1994a): Zur Optimierung des Sprintlaufs – leistungsdiagnostische Aspekte und trainingspraktische Folgerungen. Leistungssport, 6, 14 – 19.
- TORBURN, L.; PERRY, J.; AYYAPPA, E.; SHANFIELD, S. L. (1990): Below-knee amputee gait with dynamic elastic response prosthetic feet: a pilot study. Journal of Rehabilitation, 27, 4, 369 – 384.
- TSAI, C.S.; MANSOUR, J.M. (1986): Swing phase simulation and design of above-knee prosthesis. Journal of Biomechanical Engineering, 108, 1, 65 – 72.

- TSCHUSCHNER, R.; TOBER, H.; ROSENBERGER, H. (1994): Möglichkeiten einer quantitativ begründeten Ganganalyse zur Beurteilung der Prothesenanpassung. Biomedizinische Technik, 39, 156 – 161.
- VAUGHAN, C. L.; MATRAVERS, D. R. (1977): A biomechanical model of the sprinter. Journal of Human Movement Studies, 3, 4, 207 – 213.
- VAN DER LINDEN, M. L.; SOLOMONIDIS, S. E.; SPENCE, W. D.; LI, N.; PUAL, J. P. (1999): A methodology for studying the effects of various types of prosthetic feet on the biomechanics of trans-femoral amputee gait. Journal of Biomechanics, 32, 877 – 889.
- VAN DE VEEN (1993): Neue Entwicklungen bei Vierachsgelenken. Orthopädie Technik, 1, 20 –23.
- VAN DE VEEN, P. G.; VAN DER TEMPEL, W. ; DE VREISS, J. (1987): Bondgraph modelling and simulation of the dynamic behaviour of above-knee prostheses. Prosthetics and Orthotics International, 11, 65 – 70.
- VAN JAARVELD, H. W.; GROOTENBOER, H. J.; DE VRIES, J.; KOOPMANN, H. F. (1990): Stiffness and hysteresis properties of some prosthetic feet. Prosthetics and Orthotics International, 14, 3, 117 – 124.
- VAN LEEUWEN, J. L.; SPETH, L. A. W. M.; DAANEN, H. A. M. (1990): Shock absorption of below-knee prostheses: a comparison between the Sach and the multiflex foot. Journal of Biomechanics, 23, 5, 441 – 446.
- VAUGHN, D. W.; CLIPPINGER, F. W. (1981): Vorläufiger Bericht über eine physiologische sensible Rückmeldeeinrichtung für Prothesen der unteren Extremität. Orthopädie Technik, 4, 62 – 64.
- VARDAXIS, V.; HOSHIZAKI, T. B. (1989): Power patterns of the leg during the recovery phase of the sprinting stride for advanced and intermediate sprinters. International Journal of Sports Biomechanics, 5, 3, 332 – 349.
- VERNI, G.; GIANNINONI, A. (1996): Prothesenfüße mit dynamischer, elastischer Reaktion: Ein Weg, die Leistung der Unterschenkelprothese zu verbessern. Orthopädie Technik, 1, 25 – 28.
- WATERS, R. L.; PERRY, J.; ANTONELLI, D.; HISLO, H. (1976). Energy costs of walking of amputee. Journal of Bone and Joint Surgery, 58, 1, 42 – 46.
- WANG, H.; SIMPSON, K. J.; CIAPPONI, T.; MCKEE, E.; MCCALLISTER, M. (1999): Running characteristics of 100 m lower extremity amputee female runners. Abstract book of the XVIIth ISB Congress, Calgary, 669.
- WANK, V.; BLICKHAHN, R. (1995): Modellierung von Muskelkontraktionen des Triceps surae. In: KRUG, J.; MINOW, H.-J. (Hrsg.): Sportliche Leistung und Training. Schriften der Deutschen Vereinigung für Sportwissenschaft. St. Augustin: Academia, 229 – 234.

- WARD, K. H.; MEYERS, M. C. (1995): Exercise performance of lower-extremity amputees. Sports Medicine, 20, 4, 207 – 214.
- WASER, J. (1985): Zum Techniktraining beim Laufen. Leistungssport, 1, 34 – 38.
- WIEMANN, K. (1986): Die Muskelaktivität beim Laufen. Leistungssport, 4, 27 – 31.
- WIEMANN K. (1989): Die ischiocruralen Muskeln beim Sprint. Lehre der Leichtathletik, 27, 783 –786.
- WIEMANN K. (1989a): Die ischiocruralen Muskeln beim Sprint. Lehre der Leichtathletik, 28, 816 –818.
- WIEMANN, K.; TIDOW, G. (1994a): Die Adduktoren beim Sprint - bisher vernachlässigt? Lehre der Leichtathletik, 33, 10, 15 – 17.
- WIEMANN, K.; TIDOW, G. (1994b): Die Adduktoren beim Sprint – bisher vernachlässigt? Lehre der Leichtathletik, 33, 12, 15 – 19.
- WIEMANN, K. (1995): MVC-Quotienten im Hüftbereich und Sprint. In: KRUG, J.; MINOW, H.-J. (Hrsg.): Sportliche Leistung und Training. Schriften der Deutschen Vereinigung für Sportwissenschaft. St. Augustin: Academia, 263 – 267.
- WING, D. C.; HITTENBERG, D. A. (1989): Energy-storing prosthetic feet. Archives of Physical & Medicine Rehabilitation, 70, 4, 330 – 335.
- WINTER, D. A.; MACKINNON, C. D.; RUDER, G. H.; WIEMANN, C. (1993): An integrated EMG - biomechanical model of upper balance and posture during human gait. Progress in Brain Research, 97, 359 – 367.
- WOOD, G. A.; MARSHALL, R. N.; JENNINGS, L. S. (1987): Optimal requirements and injury propensity of lower limb mechanics in sprint running. In: JONSSON, B (HRSG.): Biomechanics X-B. Champaign: Human Kinetics Publishers, 869 – 874.
- WOOD, G. A. (1988): Optimal performance criteria and limiting factors in sprint running. Sports medicine in track and field: Proceedings of the 2nd IAAF Medial Congress, Canberra, 99 – 107.
- www.sportscoach-sci.com (Zugriff am 20. 02. 2002, 17.32 Uhr)
- YOKOI, T.; SHIBUKAWA, K.; AE, M.; HASHIHARA, Y. (1987): Effects of stature difference on sprint running motion. In: : JONSSON, B (HRSG.): Biomechanics X-B. Champaign: Human Kinetics Publishers, 881 – 885.
- ZAHEDI, S.; HARNEY, K.; SHORTER, J. (1994): Konstruktive Ausbildung und Auswahlkriterien für moderne Fußprothesen. Orthopädie Technik, 12, 1091 – 1099.

ZAHEDI, S. (1995): Bewertung und Biomechanik der intelligenten Prothese – Eine Zwei-Jahres-Studie. Orthopädie Technik, 1, 32 – 40.

ZAJAC, F. E.; GORDON, M. E. (1989): Determining muscles force and action in multi-articular movement. Exercise and Sport Sciences Reviews, 17, 187 – 230.

ZERNICKE, R. F.; HOY, M. G.; WHITING, W. C. (1985): Ground reaction forces and centre of pressure patterns in the gait of children with amputation: preliminary report. Archives of Physical & Medicine Rehabilitation, 66, 11, 736 – 741.

ZSCHORLICH, V. (1997): Messung und Modellierung in der Biomechanik. In: BLICKHAN, R.; KIRCHNER, G. (Hrsg.): Biomechanik und Motorik. Schriften der Deutschen Vereinigung für Sportwissenschaft. Hamburg: Czwalina, 107 – 120.

Abkürzungsverzeichnis

Anm. d. Verf.	Anmerkung der Verfasserin
BM	vom biologischen System realisierte, zeitabhängige Dreh-Momente
bspw.	beispielsweise
bzw.	beziehungsweise
cm	Zentimeter
D	Dämpferfederkonstante
d. h.	das heißt
d. Verf.	die Verfasserin
EMG	Elektromyographie
et al.	et alteri
evtl.	eventuell
F	Kraft
f.	folgende
G	Gewichtskraft
ggf.	gegebenenfalls
Gs	Impuls
h. B.	hinteres Bein
Hz	Hertz
i. d. R.	in der Regel
J	Trägheitsmoment
K	Rotationsfederkonstante
Kap.	Kapitel
km/h	Stundenkilometer
KSP	Gesamtkörperschwerpunkt
Kx.	Knieexartikulation
li.	links
Lig.	Ligamentum
m	Meter
M	Moment / Nettomoment
M.	Musculus
m.	männlich
max.	maximal
m/s	Meter pro Sekunde
mind.	Mindestens
M_k	Konstantes Moment
Mm.	Musculi
M_{nk}	Nicht-Konstantes Moment
mod.	modifiziert
ms	Millisekunden
M_s	Schwerkraftmoment
MW	Mittelwert
Nm	Newtonmeter
Op-Technik	Operationstechnik
Os.	Oberschenkelamputation
Pa	Parameter
r	Korrelationskoeffizient
rad/s	Radius pro Sekunde
re.	rechts

s	Sekunde
s	Strecke
s. a.	siehe auch
s.	siehe
S.	Seite
Schr.	Schritt
Schw.-Verk.	Schwungphasenverkürzung
SD	Schrittdauer
SL	Schrittlänge
sog.	so genannt
STABW	Standardabweichung
T 42	Startklasse 42 (Oberschenkelamputierte und Gleichgestellte)
t	Zeit
Tab.	Tabelle
u. a.	unter anderem
u. U.	unter Umständen
v	Geschwindigkeit
v. B.	vorderes Bein
vgl.	vergleiche
w.	weiblich
z. B.	zum Beispiel
z. T.	zum Teil
%	Prozent
°	Grad

Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Gemessene Hüft- und Kniewinkel beider Beine in der Fertigposition nach MERO et al 1983 und MERO 1988	32
Tab. 2: Darstellung der muskulären Aktivitäten nach Hauptmuskelgruppen getrennt	56
Tab. 3: Anthropometrische Daten der Probanden und Angaben zum verwendeten Prothesenmaterial	81
Tab. 4: Markerpositionierung auf erhaltener Seite und Prothesenseite	83
Tab. 5: Eingenommene Gelenkwinkel (Hüft- und Kniewinkel beider Körperhälften) in der Fertigposition	96
Tab. 6: Vertikale KSP-Erhöhung und Aufrichtgeschwindigkeit des KSP in vertikaler Richtung über die ersten drei Startschritte	99
Tab. 7: KSP-Erhöhung in % bis zum ersten Bodenkontakt	100
Tab. 8: Stützphasendauern amputierter und nicht amputierter Sprinter der ersten drei Startschritte	102
Tab. 9: Laufgeschwindigkeit beim Durchlaufen des Versuchsaufbaus für den individuell schnellsten Versuch aller Probanden in m/s und km/h	110
Tab. 10: Maximale Knieflexion der versorgten und erhaltenen Seite über die Schwungphase und Laufgeschwindigkeit über einen Versuch	112
Tab. 11: Hüftwinkel der versorgten und erhaltenen Seite im Hinterstütz während des Abstoßes und beim „Anfersen“ als Umkehrpunkt der Bewegung des Oberschenkels	113
Tab. 12: Kniewinkel im Hinterstütz im Moment des Abstoßes sowie in der vorderen Schwungphase beim ersten Bodenkontakt des zukünftigen Stützbeines für die versorgte und erhaltene Seite	114
Tab. 13: In den Simulationsrechnungen variierte Parameter	140
Tab. 14: Max. Schwungphasenverkürzung in ms der Probanden F und K in Hüft- und Kniegelenk	141
Tab. 15: Relative Schwungphasenverkürzung durch Einlesen eines konstanten Drehmoments (veränderte Bewegungsausführung) in %	151

Bildverzeichnis

Bild 1: Fluss-Diagramm der Wirkungskette	6
Bild 2: Aufbau einer Alltagsprothese	19
Bild 3: Modularer Aufbau einer Sprintprothese	21
Bild 4: Vertikale und horizontale Stützkräfte beim Lauf	27
Bild 5: Phasenstruktur des Sprintschritts	28
Bild 6: Phaseneinteilung des Sprintlaufs im angloamerikanischen Sprachraum	29
Bild 7: Strukturierung des Sprintlaufs nach TIDOW & WIEMANN 1994	30
Bild 8: Dynamik der ersten drei Schritte nach dem Start	33
Bild 9: Kraftzeitverläufe in horizontaler und vertikaler Richtung von Stützphasen bei hoher Laufgeschwindigkeit	35
Bild 10: Darstellung möglicher Amputationshöhen bei einer Oberschenkelamputation	41
Bild 11: Hintere Gruppe der Oberschenkelmuskulatur	42
Bild 12: Vordere und mediale Gruppe der Oberschenkelmuskulatur	43
Bild 13: Verschiedene Methoden der Amputation im Kniebereich	46
Bild 14: Oberflächen-EMG der Hüft- und Streckmuskeln des rechten Beines eines Sprinters	53
Bild 15: Wirkung der Muskelkraft	54
Bild 16: Drehmomente (in Bezug zum Hüftgelenk) des rechten (re.) und linken (li.) Beines im Laufe eines Sprintschrittzzyklus	59
Bild 17: Flussdiagramm zur Laufgeschwindigkeit	72
Bild 18: Vermuteter und angestrebter Kniewinkelverlauf	76
Bild 19: Originaler und simulierter Kniewinkelverlauf	77
Bild 20: Originaler und simulierter Hüftwinkelverlauf	77
Bild 21: Typische Verläufe des Gelenkmoments am Hüft-, Knie- und Sprunggelenk während der Stützphase beim Sprintlauf	79
Bild 22: Experimentelles Versuchs-set-up mit Hochfrequenz-Kameras und Kraftmessplattform	82
Bild 23: Definition des Winkels φ und der Winkelgeschwindigkeit ω über das körperbezogene Inertialsystem	86
Bild 24: Kniewinkel vorderes Bein	96
Bild 25: Hüftwinkel vorderes Bein	97
Bild 26: Kniewinkel hinteres Bein	97
Bild 27: Hüftwinkel hinteres Bein	97

Bild 28: Stützphasendauern der ersten drei Schritte nach dem Start	101
Bild 29: Mittelwerte der Horizontalimpulse der ersten drei Startschritte	103
Bild 30: Verlauf der vertikalen Bodenreaktionskraft und Kraftmaxima der Probanden C und G für den ersten Startschritt	104
Bild 31: Verlauf der vertikalen Bodenreaktionskraft und Kraftmaxima der Probanden B und K für den ersten Startschritt	104
Bild 32: Verlauf der vertikalen Bodenreaktionskraft und Kraftmaxima der Probanden E und F für den ersten Startschritt	105
Bild 33: Vertikale Bodenreaktionskraft des ersten bis dritten Schritts von Proband G als Breitensportler	106
Bild 34: Vertikale Bodenreaktionskraft des zweiten und dritten Schritts von Proband F als Leistungssportler	106
Bild 35: Maxima der vertikalen Bodenreaktionskraft für die ersten drei Schritte nach dem Start	107
Bild 36: Maxima der horizontalen Bodenreaktionskraft	108
Bild 37: Mittelwerte der Abstoßwinkel der ersten drei Schritte nach dem Start für alle sechs Probanden	109
Bild 38: Abstoßwinkel der Probanden B bis K über die ersten drei Schritte	109
Bild 39: Laufgeschwindigkeit der Probanden im jeweils schnellsten Lauf im Vergleich zu den Schwankungen des KSP in vertikaler Richtung	111
Bild 40: Standphasendauern auf der versorgten und erhaltenen Seite beim Lauf mit maximaler Geschwindigkeit	117
Bild 41: Schwungphasendauern beider Beine im Lauf mit maximaler Geschwindigkeit	117
Bild 42: Horizontalimpulse der erhaltenen und der Prothesenseite im Lauf mit Maximalgeschwindigkeit	118
Bild 43: Maxima der vertikalen Bodenreaktionskräfte beider Beine gegen die Laufgeschwindigkeit	119
Bild 44: Maxima der horizontalen Bodenreaktionskraft beider Beine gegen die Laufgeschwindigkeit	120
Bild 45: Abstoßwinkel im Mittel (je drei Versuche) aller Probanden von der erhaltenen und der Prothesenseite im Lauf	121
Bild 46: Abstoßwinkel von der Prothesenseite im Sprint gegen die Laufgeschwindigkeit	122
Bild 47: Abstoßwinkel von der erhaltenen Seite im Sprint gegen die Laufgeschwindigkeit	122
Bild 48: Synchronisierte Darstellung der Bodenreaktionskräfte, angegeben in Gewichtskraft G sowie der Winkelverläufe in Grad der Prothesenseite von Proband C beim Start	131

Bild 49: Darstellung der Bodenreaktionskraft beider Beine beim Start des Probanden C	131
Bild 50: Darstellung von Hüft- und Kniewinkelverlauf des Probanden C beim Start	132
Bild 51: Darstellung der Bodenreaktionskräfte vom Sprint des Probanden C	132
Bild 52: Darstellung des Hüft- und Kniewinkelverlaufs der Prothesenseite des Probanden C beim Sprint	133
Bild 53: Darstellung der Bodenreaktionskraft beider Beine vom Start des Probanden K	133
Bild 54: Darstellung von Hüft- und Kniewinkelverlauf des Probanden K beim Start	134
Bild 55: Darstellung der Bodenreaktionskräfte vom Sprint des Probanden K	134
Bild 56: Darstellung des Hüft- und Kniewinkelverlaufs der Prothesenseite des Probanden K beim Sprint	135
Bild 57: Darstellung der Bodenreaktionskräfte beider Beine beim Start des Probanden F	135
Bild 58: Darstellung von Hüft- und Kniewinkelverlauf des Probanden F beim Start	136
Bild 59: Darstellung der Bodenreaktionskräfte vom Sprint des Probanden F	136
Bild 60: Darstellung des Hüft- und Kniewinkelverlaufs der Prothesenseite des Probanden F beim Sprint	137
Bild 61: Maximaler Unterschied in Nm zwischen den ermittelten Dämpfermomenten und den Nettogelenkmomenten für die Probanden C, F und K in der Flexion und Extension Darstellung mit der Masse der Unterschenkeleinheit (Schwungphase)	138
Bild 62: maximaler Unterschied in Nm zwischen den ermittelten Dämpfermomenten und den Nettogelenkmomenten für die Probanden C, F und K in der Flexion und Extension Darstellung mit Abstand Drehpunkt Kniegelenk zum Aufsatzpunkt Prothesenspitze (Boden)	139
Bild 63: Kniewinkelgeschwindigkeit in rad/s für die Schwungphase eines Sprintschritts	142
Bild 64: Originaler und simulierter Kniewinkel Proband F nach Eingabe veränderter technischer Parameter im Kniegelenk	143
Bild 65: Originaler und simulierter Hüftwinkelverlauf Proband F nach Veränderung technischer Parameter im Kniegelenk	143
Bild 66: Originaler und simulierter Kniewinkelverlauf Proband F	144
Bild 67: Originaler und simulierter Hüftwinkelverlauf Proband F	144

Bild 68: Vergleich zwischen konstruiertem Drehmoment in der Hüfte ($M_{\text{konstruiert_Hüfte}}$) und der neuen Drehmomentskurve ($M_{\text{konstruiert_Hüfte}} + 10 \text{ Nm}$)	146
Bild 69: Vergleich zwischen dem originalen und simulierten Kniewinkelverlauf nach Veränderung der technischen Eigenschaften des Knies und einer Addition eines konstanten Drehmoments von 10 Nm für Proband C	147
Bild 70: Vergleich zwischen dem originalen und simulierten Hüftwinkelverlauf nach Veränderung der technischen Eigenschaften des Knies und einer Addition eines konstanten Drehmoments von 10 Nm für Proband C	147
Bild 71: Originaler und simulierter Kniewinkelverlauf von Proband F nach Verändern der technischen Eigenschaften im Kniegelenk	148
Bild 72: Originaler und simulierter Hüftwinkelverlauf von Proband F nach Verändern der technischen Eigenschaften im Kniegelenk	148
Bild 73: Originaler und simulierter Kniewinkelverlauf von Proband F nach Verändernd der technischen Eigenschaften des Kniegelenks und der Addition eines konstanten Drehmoments von 10 Nm	149
Bild 74: Originaler und simulierter Hüftwinkelverlauf von Proband F nach Veränderung der technischen Eigenschaften des Kniegelenks und der Addition eines konstanten Drehmoments von 10 Nm	149
Bild 75: Originaler und simulierter Kniewinkelverlauf von Proband K nach Verändern der Kniewinkelgeschwindigkeit und der Addition eines konstanten Drehmoments von 1,2 Nm in der Hüfte	150
Bild 76: Originaler und simulierter Hüftwinkelverlauf von Proband K nach Verändern de Kniewinkelgeschwindigkeit und der Addition eines konstanten Drehmoments von 1,2 Nm in der Hüfte	150
Bild 77: Darstellung der Hüftwinkel mit alter und neuer Technik	155
Bild 78: Darstellung der Kniewinkel mit alter und neuer Technik	155

Erklärung

Hiermit erkläre ich,

dass ich die Dissertation selbständig verfasst und alle in Anspruch
genommenen Hilfsmittel in der Dissertation angegeben habe,

dass mir die ORDNUNG zur Erlangung des akademischen Grades eines
Doktors der Philosophie (Dr. phil.) oder einer Doktorin der Philosophie (Dr.
phil.) an der Johann-Wolfgang-Goethe Universität in Frankfurt am Main vom
26. Juni 2001 bekannt ist,

dass die von mir eingereichte Arbeit „Biomechanische Untersuchungen des
leichtathletischen Laufs Oberschenkelamputierter Athleten“ noch nie bei einem
Prüfungsverfahren vorgelegen hat. Sie wurde bislang auch nicht ganz oder in
Auszügen veröffentlicht,

dass ich bislang noch keinen Promotionsversuch unternommen habe und somit
kein erfolgloses Promotionsvorhaben meinerseits vorliegt.

Münster, den 10. 11. 2003



Hollandtstr. 61
48161 Münster
Telefon
privat: 0251 - 261879
dienstlich: 0251 - 8339284
E-Mail: bohnc@uni-muenster.de

Christiane Bohn

Persönliche Angaben

Familienstand: ledig
Staatsangehörigkeit: deutsch
Alter: 35 Jahre, geb. 04. 03. 1968
Geburtsort: 49716 Meppen
Eltern: Klaus und Edeltraud Bohn, geb. Lünen

Ausbildung

1974 - 1978 Grundschule in Meppen
1978 - 1987 Gymnasium in Meppen, Erwerb der
Allgemeinen Hochschulreife (Gesamtnote 1,8)
1987 - 1988 Studium der Fächer Russisch und Geschichte an
der WWU Münster (Lehramt Sek II/I)
1988 - 1994 Studium der Fächer Russisch und Sport an der
WWU Münster (Lehramt Sek II/I),
Abschluss: Staatsexamen (Gesamtnote 2,1)
Thema der Examensarbeit:
„Hochfrequenz-Verfahren als Diagnosehilfe bei
Überlastungserscheinungen am Beispiel der Streß-
fraktur“ (Note: 1,3)
1995 - 1997 Motologiestudium an der Philipps-Universität
Marburg, Abschluß: Diplom (Gesamtnote 1,3)
Thema der Diplomarbeit:
„Mototherapie als ichstützendes Verfahren zur
Begleitung von psychodynamischen Prozessen bei
Borderline-Patienten“ (Note: sehr gut)
1997 - Promotion Dr. phil. (Sportwissenschaft) an der
Johann –Wolfgang –Goethe Universität Frankfurt
2001 Lehrkraft für besondere Aufgaben an der WWU-
Münster, Fachrichtung Sportwissenschaft

Tätigkeiten neben dem Studium und zusätzliche Qualifikationen

1985 - 1987 Leitung einer Kindergruppe (allgemeines
Kinderturnen)
1987 - 1990 Tätigkeit als Übungsleiterin (Rhönradturnen) für den
TV Meppen
1988 – 1994 mehrere Auslandsaufenthalte in Russland
(St. Petersburg) und in den Niederlanden zu
Studienzwecken
1990 - 1994 Übungsleiterin im Hochschulsport (Bereich Turnen,
Tanz, Gymnastik für Universitätsangestellte)
1991 Leitung der Ausbildung zum Jugendgruppenleiter
des Niedersächsischen Turnerbundes auf Baltrum
1993 - 1994 Studentische Hilfskraft (AG-Leitung
Gymnastik/Tanz) Fachbereich 20 (Sportwissenschaft)

- 1993 - 1994 Trainerin im Fitness- und Gesundheitsstudio „Balance“ in Münster
- 1995 - 1997 Leitung von insgesamt 5 Kindergruppen (u.a. wahrnehmungsgestörte und verhaltensauffällige Kinder) sowie einer Nachsorgegruppe für psychisch Kranke (in Vertretung) beim Verein zur Bewegungsförderung Psychomotorik e.V. Marburg
- 1995 - 1997 Blockpraktikum an der Nervenlinik (Erwachsenenpsychiatrie/Neurologie) am Ortenberg in Marburg
semesterbegleitendes Praktikum in der Kinder- und Jugendpsychiatrie in Cappel/Marburg
semesterbegleitendes Praktikum in einer Suchtklinik für mehrfachabhängige Männer in Eifa

**Weitere
Berufstätigkeiten**

- 1994- 1995 Tätigkeit als freiberufliche Rückenschulleiterin (Betriebliche Gesundheitsförderung/Rückenschule für d. Stadtverwaltung und Kindergärten in Münster, Sportlehrerfortbildungen im Bereich Gesundheits-sport für die Barmer Ersatzkasse Münster, Rückenschule für die Schülerinnen und Schüler einer Berufsschule in Münster als Ersatz für den Sportunterricht, in Kooperation mit der Barmer Ersatzkasse Münster)

Seit 12 Jahren Dozentin in der Erwachsenenbildung (Leitung von bislang 49 unterschiedlichen Kursangeboten für Volkshochschulen und Krankenkassen)

September 1997 – Januar 1998 wissenschaftliche Hilfskraft bei Prof. Dr. K. Nicol, Labor für Angewandte Biomechanik an der WWU-Münster
Januar 1998 - Juni 2000 wissenschaftliche Mitarbeiterin im Labor für Angewandte Biomechanik an der WWU

Wissenschaftliche Mitarbeiterin bei Prof. Dr. Schöllhorn in der Abteilung Trainings- und Bewegungslehre an der WWU-Münster bis September 2001

Seit Oktober 2001 Lehrkraft für besondere Aufgaben am FB 7, Psychologie und Sportwissenschaft, Fachrichtung Sportwissenschaft an der WWU-Münster

Weitere freiberufliche Tätigkeit (z.B. Fortbildungen für PeKip-Übungsleiterinnen der Elternschule Hamm)

Leitung der Unterrichtseinheit „Bewegungs- und Entspannungsarbeit“ im Rahmen einer Fortbildung (Supervision) für Verhaltenstherapeuten (Gesellschaft für Angewandte Psychologie)

Referentin für den Niedersächsischen Turnerbund (Fachübungsleiterausbildung Rhönradturnen, dezentrale Übungsleiterausbildung allg. Kinderturnen, Psychomotorik)

Referentin für den Deutschen Tennisbund (Bezirk Weser-Ems) im Bereich der Leistungsdiagnostik (Sichtungslehrgang für Nachwuchsathletinnen und –athleten zwecks Aufnahme in Kaderstützpunkte)

Referentin des Deutschen Verbandes für Gesundheitsport und Sporttherapie e.V. mit den Themen

- Ausgewählte Diagnoseverfahren in der Arbeit mit psychisch Kranken
- Bewegungsarbeit in der Geriatrie
- Spezialisierung Orthopädie/Rheumatologie/Traumatologie: Ausgewählte biomechanische Aspekte der Sporttherapie

Dozentin (Honorarbasis) am Institut für Weiterbildung in der Krankenpflege im Bildungswerk der DAG e.V. (Ausbildung von Physio- und Ergotherapeuten) mit den Fächern:

- Medizinische Trainingstherapie
- Psychomotorik
- Biomechanik
- Physiologie

Mitglied der Deutschen Delegation des Bundesinstituts für Sportwissenschaft im Rahmen Bilateraler Maßnahmen mit Ungarn (Budapest) zum Thema Behindertensport, September 2001

Referentin auf der Jahrestagung „Jungen und Mädchen im Tanz“ d. DTB, Frühjahr 2001 in Hamburg (Thema: Kleine Spiele)

Referentin auf der Jahrestagung der FOT zum Thema Sport- und Alltagsprothetik, Herbst 2002 in Lindau

Referentin für den Caritasverband Münster (Fortbildung für Erzieherinnen in integrativen Kindergärten zum Thema Sprachförderung und Feinmotorik)

Organisation des ersten „European Workshops on Movement Sciences“ (EWOMS), Mai 2003 in Münster

Referentin für Ärztekammer Münster im Rahmen der Fortbildungswoche Sportmedizin auf Borkum (Vorträge in Biomechanik (Belastung/Beanspruchung und Sportschuhe) sowie praktische Ausbildung in Aerobic, Funktionsgymnastik, Krafttraining und Rope Skipping)

Mitgliedschaften Mitglied im Deutschen Verband für Gesundheitssport und Sporttherapie e.V.
Mitglied im Berufsverband der Diplom-Motologen und Motologinnen e.V.
Mitglied in der International Society of Sports Biomechanics
Mitglied in der Arbeitsgemeinschaft für Sportpsychologie

Öffentliche Ämter Stellvertretende Landesvorsitzende des Berufsverbandes der Diplom-Motologen und Motologinnen e.V. Nordrhein Westfalen bis 2000

Vertreterin der wissenschaftlichen MitarbeiterInnen des Fachbereichs 07 (Psychologie und Sportwissenschaft) der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster im Ausschuss zur Erstellung des Frauenförderplans

Vertreterin der wissenschaftlichen MitarbeiterInnen der Fachrichtung Sportwissenschaft im Fachbereichsrat des FB 07 Psychologie und Sportwissenschaft

Sprachkenntnisse Englisch (fließend in Wort und Schrift)
Niederländisch (fließend in Wort und Schrift)
Russisch (fließend in Wort und Schrift)
Französisch (Schulkenntnisse)

Sonstiges DVGS- Rückenschulleiterin
Allgemeine Übungsleiterlizenz des Niedersächsischen Turnerbundes
Fachübungsleiterin „Sport in der Prävention und Rehabilitation“ des Niedersächsischen Turnerbundes (Orthopädische Rehabilitation)
Aerobic-Instruktor (Fitness-Akademie Münster)

Führerschein Klasse 3

**Computer-
kenntnis** Sicherer Umgang mit Office- und DTP-Anwendungen
Simulationssoftware zur Bewegungsanalyse (DADS 9.0)
Aufnahme- und Analysesoftware für dynamometrische und kinematische Daten (Flexpro, Winanalyze, Simimotion)

Münster, den. 10. 11. 2003

