



Aus dem Universitätsklinikum Münster
Klinik und Poliklinik für Technische Orthopädie und Rehabilitation
Klinische Prüfstelle für Orthopädische Hilfsmittel
- Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. H. H. Wetz -

**Beeinflussung der Kinematik und Symmetrie
des Gangbildes von Oberschenkelamputierten
durch Veränderung des distalen Prothesengewichts**

- Eine Fallstudie mit 30 gesunden Probanden und
20 Oberschenkelamputierten Patienten im Vergleich -

INAUGURAL – DISSERTATION

zur

Erlangung des doctor medicinae

der Medizinischen Fakultät

der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster

vorgelegt von **Ann-Kathrin Lindner**

aus Melle

2011

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster

Dekan: Univ.-Prof. Dr. W. Schmitz

1. Berichtserstatter: Univ.-Prof. em. Dr. B. Drerup
2. Berichtserstatter: PD Dr. med. T. Meiners

Tag der mündlichen Prüfung: 15.11.2011

Aus dem Universitätsklinikum Münster
Klinik und Poliklinik für Technische Orthopädie und Rehabilitation
Klinische Prüfstelle für Orthopädische Hilfsmittel
- Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. H. H. Wetz –
Referent: Univ.-Prof. em. Dr. B. Drerup
Koreferent: PD Dr. med. T. Meiners

ZUSAMMENFASSUNG

Beeinflussung der Kinematik und Symmetrie des Gangbildes von
Oberschenkelamputierten durch Veränderung des distalen Prothesengewichts
- *Eine Fallstudie mit 30 gesunden Probanden und 20 Oberschenkelamputierten*
Patienten im Vergleich –
Ann-Kathrin Lindner

Das Gewicht einer Prothese für Oberschenkelamputierte bildet ein häufig untersuchtes und kontrovers diskutiertes Thema in der orthopädiotechnischen Fachliteratur. Die beobachtete Asymmetrie des Gangbildes wird teilweise auf das geringere Gewicht der Prothese im Vergleich zum erhaltenen Bein zurückgeführt. Ziel dieser Arbeit war es zu untersuchen, ob durch eine Veränderung des Prothesengewichts die Asymmetrie des Gangbildes gezielt verringert werden kann.

Die Ergebnisse bestätigen die aus der Literatur bekannte Asymmetrie des Gangbildes bei Oberschenkelamputierten. Eine Beeinflussung durch Zusatzgewichte war nur in geringem Umfang möglich und es ergab sich auch kein einfacher Zusammenhang zwischen Prothesengewicht und dem Ausmaß der Asymmetrie. Stattdessen ergab sich ein individuelles Gewichtsoptimum, bei dem die Asymmetrie ein Minimum annahm. Durch die Befragung zeigte sich, dass die Auswirkungen der Zusatzgewichte auf das Gangbild individuell sehr unterschiedlich sind und dass hierbei die Aktivitätsklasse und das Alter eine wichtige Rolle spielt.

In dieser Arbeit wurden auf einer Gangmatte Ganguntersuchungen an 20 einseitig Oberschenkelamputierten mit unterschiedlichen Aktivitätsgraden durchgeführt. Gemessen wurden die Gangparameter Schrittzeit, Schwung- und Standphase sowie Schrittlänge und Geschwindigkeit bei freier und vorgegebener Kadenz. Zum Vergleich wurden 30 nicht amputierte Probanden gemessen. Bei den Probanden wurde das Gewicht des Beines im Bereich des linken und rechten oberen Sprunggelenks in 4 Schritten durch Zusatzgewichte zwischen 0 und 2800 g erhöht. Bei den Amputierten wurde entsprechend alternativ das erhaltene Bein im Bereich des oberen Sprunggelenks oder die Prothese im Bereich des Fußspassteils beschwert. Zusätzlich wurden die Versuchsteilnehmer über ihre Wahrnehmung des Zusatzgewichts befragt.

Die Ergebnisse bestätigen die aus der Literatur bekannte Asymmetrie des Gangbildes bei Oberschenkelamputierten. Eine Beeinflussung durch Zusatzgewichte war nur in geringem Umfang möglich und es ergab sich auch kein einfacher Zusammenhang zwischen Prothesengewicht und dem Ausmaß der Asymmetrie. Stattdessen ergab sich ein individuelles Gewichtsoptimum, bei dem die Asymmetrie ein Minimum annahm. Durch die Befragung zeigte sich, dass die Auswirkungen der Zusatzgewichte auf das Gangbild individuell sehr unterschiedlich sind und dass hierbei die Aktivitätsklasse und das Alter eine wichtige Rolle spielt.

EIDESSTATTLICHE ERKLÄRUNG

Ich gebe hiermit die Erklärung ab, daß ich die Dissertation mit dem Titel:
Beeinflussung der Kinematik und Symmetrie

des Gangbildes von Oberschenkelamputierten

durch Veränderung des distalen Prothesengewichtes

- Eine Fallstudie mit 30 gesunden Probanden und

20 Oberschenkelamputierten Patienten im Vergleich -

in der/im (Klinik, Institut, Krankenanstalt):

Universitätsklinikum Münster

Klinik und Poliklinik für Technische Orthopädie und Rehabilitation

Klinische Prüfstelle für Orthopädische Hilfsmittel

unter Anleitung von:

Univ.-Prof. em. Dr. B. Drerup

1. selbständig angefertigt,
2. nur unter Benutzung der im Literaturverzeichnis angegebenen Arbeit angefertigt und sonst kein anderes gedrucktes oder ungedrucktes Material verwendet,
3. keine unerlaubte fremde Hilfe in Anspruch genommen,
4. sie weder in der gegenwärtigen noch in einer anderen Fassung einer in- oder ausländischen Fakultät als Dissertation, Semesterarbeit, Prüfungsarbeit, oder zur Erlangung eines akademischen Grades, vorgelegt habe.

Ort, Datum

Bünde, 15.11.2011

Chun-K. Hinder

Unterschrift

Abkürzungen

Abbildungsverzeichnis

Tabellenverzeichnis

1 Vorwort

1

2 Einleitung

3

2.1 Ziel einer prothetischen Oberschenkelversorgung	3
2.2 Prothetische Versorgung nach Oberschenkelamputation	6
2.2.1 Anatomische Veränderungen	6
2.2.2 Einteilung in Aktivitätsklassen	9
2.2.3 Die Indikationsstellung	10
2.2.4 Prothesentechnik	12
2.2.4.1 Übersicht über das Angebot verschiedenen Hersteller	13
2.3 Ganganalyse	15
2.3.1 Der physiologische Gang	15
2.3.1.1 Gangzyklus	15
2.3.1.2 Funktionelle Aspekte	22
2.3.1.3 Wichtige Kenngrößen	23
2.3.2 Gang mit einer Prothese	24
2.3.2.1 Änderungen im Gangbild	25
2.3.2.2 Asymmetrie	31
2.3.2.3 Geschwindigkeit	33
2.4 Der Aspekt des Gewichts der Prothese	36
2.4.1 Physikalische Modellvorstellungen	36
Effektive Länge und dynamische Aspekte	36
2.4.2 Literaturübersicht – Klinische Untersuchungen -	38
2.4.2.1 Auswirkungen durch eine veränderte Masse	39
2.4.3 Fragestellung und Hypothesen	45

3 Material und Methoden	48
--------------------------------	-----------

3.1 Das Kontrollkollektiv	48
3.2 Das Patientenkollektiv	49
3.3 Gewichtserhöhung und simulierte Gewichtsminderung	51
3.4 Messung der kinematischen Gangparameter mit Hilfe des GAITRite®-Systems	54
3.5 Das Versuchsprotokoll	56
3.5.1 Einverständniserklärung	56
3.5.2 Anamnese/ Befragung der Probanden bzw. Patienten	56
3.5.3 Einstufung in Aktivitätsklassen	57
3.5.4 Aufbau der Messreihe	59
3.5.5 Subjektive Meinung/ Befragung der Teilnehmer	59
3.5.6 Qualitätskriterien	59
3.6 Durchführung der Messungen	60
3.6.1 Die Messreihe	60
3.6.1.1 Phase 1: Einlaufen und Gewöhnung	60
3.6.1.2 Phase 2: Probelauf und Ermittlung der Kadenz	61

4 Auswertung und Datenaufbereitung	66
---	-----------

4.1 Dokumentation der Messdaten	
durch das GAITRite®-System	66
4.1.1 Allgemeiner Auswertalgorithmus	66
4.1.2 Auswertung der räumlichen Parameter	67
4.1.3 Auswertung der zeitlichen Parameter	68
4.1.4 Die Software	69
4.2 Datenverarbeitung mit Microsoft Excel®	71
4.2.1 Auswertung der Messparameter am Beispiel der Schwungphase	74
4.2.1.1 Auswertung des Probandenkollektivs	787
4.2.2 Mathematische Auswertung	78
4.2.2.1 Links-Rechts-Asymmetrie	78
4.2.2.2 Lineare Regression: Achsenabschnitt und Steigung	79
4.2.2.3 Größtmöglicher Fehler	80
4.3 Statistische Auswertung	81

5 Ergebnisse	82
5.1 Darstellung der Ergebnisse am Beispiel einzelner Teilnehmer	82
5.1.1 Patient Nr. 16	82
5.1.2 Probandin Nr. 15	90
5.1.3 Zusammenfassung in Kürze	100
5.2 Zusammenfassende Darstellung der Steigung	
der Regressiongeraden	103
5.2.1 Patienten	103
5.2.1.1 Zeitparameter	104
5.2.1.2 Geschwindigkeit	106
5.2.1.3 Schrittlänge	108
5.2.2 Ergebnisse der Probandengruppe ALT	109
5.2.2.1 Zeitparameter	109
5.2.2.1 Zeitparameter	110
5.2.2.2 Geschwindigkeit	112
5.2.2.3 Schrittlänge	113
5.2.3 Ergebnisse der Probandengruppe JUNG	115
5.2.3.1 Zeitparameter	115
5.2.3.2 Geschwindigkeit	115
5.2.3.3 Schrittlänge	116
5.2.3.4 Zusammenfassung in Kürze	116
5.3 Symmetrieverhalten der Gangparameter	119
5.3.1 Ergebnisse der Patienten	119
5.3.2 Probandengruppe ALT	122
5.3.3 Probandengruppe JUNG	125
5.3.3.1 Zusammenfassung in Kürze	127
5.4 Patientenbefragung	131
5.4.1 Zusammenfassung in Kürze	135

6 Diskussion 136

6.1 Einfluss einer Gewichtsveränderung auf das Gangbild eines gesunden Probanden.....	136
6.1.1 Einfluss auf die Gangparameter	137
6.1.2 Einfluss auf das Symmetrieverhalten.....	139
6.1.3 Einfluss des Alters	140
6.2 Einfluss einer Gewichtsveränderung auf das Gangbild eines Oberschenkelamputierten.....	141
6.2.1 Einfluss auf die Gangparameter	141
(in Bezug auf das Pendelmodell)	
6.2.2 Einfluss auf die Asymmetrie?.....	146
6.2.3 Einfluss auf das subjektive Sicherheitsempfinden und den Bewegungsumfang	147
6.2.4 Bedeutung der Aktivitätsklasse.....	149
6.3 Gibt es ein Gewichtsoptimum? (Zusammenfassung)	150
6.4 Mögliche Fehlerquellen.....	153
6.5 Wertung	154
6.6 Ausblick	160

7 Literaturverzeichnis 162

Curriculum vitae 167

Danksagung 168

8 Anhang I

Anhang 1: Anthropometrische Daten des Kontrollkollektivs	I
Anhang 2: Anthropometrische Daten des Patientenkollektivs	II
Anhang 3: Die Einverständniserklärung	V
Anhang 4a: Messprotokoll des gesunden Kontrollkollektivs	VI
Anhang 4b: Messprotokoll des amputierten Patientenkollektivs.....	VII
Anhang 5: Fragebogen	VIII

Abkürzungen

$A_{\text{amputiert}}$	Asymmetrie des amputierten Beins
A_{erhalten}	Asymmetrie des erhaltenen Beins
ADL	Activity of daily living = Aktivität des täglichen Lebens
AK	Aktivitätsklasse
AT	Ambulation time = Gehzeit
b	y-Achsenabschnitt
DS	Double Support = Doppelstandphase/ Doppelstütz
GT	Gait cycle time = Gangzykluszeit
GZ	Gangzyklus
m	Steigung der Regressionsgeraden
MDS	Medizinischer Dienst des Spitzenverbandes Bund der Krankenkassen der Krankenkassen e.V.
n	Stichprobenumfang
ST	Step time = Schrittzeit
SsT	Stance time = Standphase
SWT	Swing time = Schwungphase
$T_{\text{amputiert}}$	Schrittzeit, Schwung- oder Standphase amputiertes Bein
T_{erhalten}	Schrittzeit, Schwung- oder Standphase erhaltenes Bein
T_{links}	Schrittzeit, Schwung- oder Standphase linkes Bein
T_{rechts}	Schrittzeit, Schwung- oder Standphase rechtes Bein
V	Velocity = Geschwindigkeit

Abbildungsverzeichnis

- Abb. 1:** Insertion der das Hüftgelenk übergreifenden Muskulatur und der Einfluss der Amputationshöhe auf die Muskelinsertion
- Abb. 2:** Die Standphase und ihre Beziehung zur Doppelstandphase
- Abb. 3:** Prozentuale Einteilung des Schrittzklus
- Abb. 4:** Die Unterteilung der Standphase
- Abb. 5:** Die funktionelle Unterteilung des Körpers in „Passagier“ und „Lokomotor“
- Abb. 6:** Modell des Mathematischen Pendels
- Abb. 7:** Übersicht über die Amputationsursachen des Patientenkollektivs
- Abb. 8** Die in der Arbeit verwendeten handelsüblichen Sportbandagen mit Klettverschluss
- Abb. 9** Schematische Zeichnung der Bandagen
- Abb. 10a** Ausgangssituation (der Gewichtsminderung)
- Abb. 10b** Linkes Bein mit 933 g belastet (Betrachtung links)
- Abb. 10c** Linkes Bein mit 933 g belastet (Betrachtung rechts)
- Abb. 11** Gangmatte des GAITRite-Systems
- Abb. 12** Aufbau des Gangpacours
- Abb. 13** Übersicht über die Messreihe
- Abb. 14** Gesunder Proband auf der Gangmatte, rechtes Bein belastet
- Abb. 15** Darstellung eines Sensorfeldes mit zwei kleinen Schritten ohne Schuhe
- Abb. 16** Übersicht über die zeitlichen Parameter
- Abb. 17** Bildschirmkopie der Benutzeroberfläche
- Abb. 18a** Beispiel eines Diagramms zum Parameter „Schwungphase“ bei betrachtetem rechten, nicht erhaltenen Bein
- Abb. 18b** Beispiel eines Diagramms zum Parameter „Schwungphase“ bei betrachtetem rechten, nicht erhaltenem Bein. (Rechts belastet)
- Abb. 18c** Beispiel eines Diagramms zum Parameter „Schwungphase“ bei betrachtetem rechten, nicht erhaltenem Bein. (Links belastet)
- Abb. 19** Beispiel eines Diagramms zum Parameter „Schwungphase“ bei betrachtetem rechten, nicht erhaltenem Bein mit Regressionsgrade
- Abb. 20a** Gruppe: Patient (Nr. 16); Parameter: ST, SwT, SsT; Kadenz frei
- Abb. 20b** Gruppe: Patient (Nr. 16); Parameter: ST, SwT, SsT; Kadenz vorgegeben
- Abb. 21a** Gruppe: Patient (Nr. 16); Parameter: V; Kadenz frei
- Abb. 21b** Gruppe: Patient (Nr. 16); Parameter: V; Kadenz vorgegeben
- Abb. 22a** Gruppe: Patient (Nr. 16); Parameter: SL; Kadenz frei
- Abb. 22b** Gruppe: Patient (Nr. 16); Parameter: SL; Kadenz vorgegeben
- Abb. 23a** Gruppe: Patient (Nr. 16); Parameter: Symmetrieverhalten der Zeitparameter; Kadenz frei
- Abb. 23b** Gruppe: Patient (Nr. 16); Parameter: Symmetrieverhalten der Zeitparameter; Kadenz vorgegeben
- Abb. 24a** Gruppe: Probandin (Nr. 15); Parameter: ST, SwT, SsT; Kadenz frei
- Abb. 24b** Gruppe: Probandin (Nr. 15); Parameter: ST, SwT, SsT; Kadenz vorgegeben

Abbildungsverzeichnis

- Abb. 25a** Gruppe: Probandin (Nr. 15); Parameter: V; Kadenz frei
- Abb. 25b** Gruppe: Probandin (Nr. 15); Parameter: V; Kadenz vorgegeben
- Abb. 26a** Gruppe: Probandin (Nr. 15); Parameter: SL; Kadenz frei
- Abb. 26b** Gruppe: Probandin (Nr. 15); Parameter: SL; Kadenz vorgegeben
- Abb. 27a** Gruppe: Probandin (Nr. 15); Parameter: Symmetrieverhalten der Zeitparameter; Kadenz frei
- Abb. 27b** Gruppe: Probandin (Nr. 15); Parameter: Symmetrieverhalten der Zeitparameter; Kadenz vorgegeben
- Abb. 28a** Gruppe: Patienten; Parameter: Tendenz der Zeitparameter; amputiertes Bein betrachtet; Kadenz frei
- Abb. 28b** Gruppe: Patienten; Parameter: Tendenz der Zeitparameter; amputiertes Bein betrachtet; Kadenz vorgegeben
- Abb. 29a** Gruppe: Patienten; Parameter: Tendenz der Geschwindigkeit; amputiertes Bein betrachtet; Kadenz frei
- Abb. 29b** Gruppe: Patienten; Parameter: Tendenz der Geschwindigkeit; amputiertes Bein betrachtet; Kadenz vorgegeben
- Abb. 30a** Gruppe: Patienten; Parameter: Tendenz der Schrittlänge; amputiertes Bein betrachtet; Kadenz frei
- Abb. 30b** Gruppe: Patienten; Parameter: Tendenz der Schrittlänge; amputiertes Bein betrachtet; Kadenz vorgegeben
- Abb. 31a** Gruppe: Probanden; Parameter: Tendenz der Zeitparameter; rechtes und linkes Bein betrachtet; Kadenz frei
- Abb. 31b** Gruppe: Probanden; Parameter: Tendenz der Zeitparameter; rechtes und linkes Bein betrachtet; Kadenz vorgegeben
- Abb. 32a** Gruppe: Probanden; Parameter: Tendenz der Geschwindigkeit; rechtes und linkes Bein betrachtet; Kadenz frei
- Abb. 32b** Gruppe: Probanden; Parameter: Tendenz der Geschwindigkeit; rechtes und linkes Bein betrachtet; Kadenz vorgegeben
- Abb. 33a** Gruppe: Probanden; Parameter: Tendenz der Schrittlänge; rechtes und linkes Bein betrachtet; Kadenz frei
- Abb. 33b** Gruppe: Probanden; Parameter: Tendenz der Schrittlänge; rechtes und linkes Bein betrachtet; Kadenz vorgegeben
- Abb. 34a** Gruppe: Patienten; Parameter: Tendenz des Symmetrieverhalten; amputiertes Bein betrachtet; Kadenz frei
- Abb. 34b** Gruppe: Patienten; Parameter: Tendenz des Symmetrieverhalten; amputiertes Bein betrachtet; Kadenz vorgegeben
- Abb. 35a** Gruppe: Probanden; Parameter: Tendenz des Symmetrieverhalten; rechtes und linkes Bein betrachtet; Kadenz frei
- Abb. 35b** Gruppe: Patienten; Parameter: Tendenz des Symmetrieverhalten; rechtes und linkes Bein betrachtet; Kadenz vorgegeben
- Abb. 36a** Gruppe: Patienten; Parameter: Tendenz des Symmetrieverhalten aller Patienten; amputiertes Bein betrachtet; Kadenz frei

- Abb. 36b** Gruppe: Patienten; Parameter: Tendenz des Symmetrieverhalten aller Patienten; amputiertes Bein betrachtet; Kadenz vorgegeben
- Abb. 37** Gruppe: Patienten; Parameter: Befragung bei zusätzlichen 933 g; amputiertes Bein belastet; Kadenz frei
- Abb. 38** Gruppe: Patienten; Parameter: Befragung bei zusätzlichen 1866 g; amputiertes Bein belastet; Kadenz frei
- Abb. 39** Gruppe: Patienten; Parameter: Befragung bei zusätzlichen 2800 g; amputiertes Bein belastet; Kadenz frei

6. Tabellenverzeichnis

- Tab. 1:** Übersicht über die in der Arbeit verwendeten Parameter
- Tab. 2:** Übersicht über die anthropometrischen Daten des Patientenkollektivs
- Tab. 3:** Übersicht über die Messzyklen
- Tab. 4:** Übersicht über den Datenstamm eines einzelnen Patienten
- Tab. 5:** Beispiel einer Tabelle des Parameters „Schwungphase“ bei betrachtetem rechten, nicht erhaltenem Bein
- Tab. 6:** Zusammenfassung der Ergebnisse der Zeit- und Distanzparameter für Pat. Nr. 16 und Probandin Nr. 16
- Tab. 8:** Übersicht über die Aktivitätsklassen
- Tab. 9** Ergebnisübersicht über die AK, amputiertes Bein belastet; Kadenz frei
- Tab. 10:** Ergebnisübersicht über die AK, amputiertes Bein belastet, Kadenz vorgegeben
- Tab. 11:** Ergebnisübersicht über die Probanden, Kadenz frei
- Tab. 12:** Ergebnisübersicht über die Probanden, Kadenz vorgegeben
- Tab. 13:** Zusammenfassung über die Ergebnisse der Zeit- und Distanzparameter für die Patienten und Probanden
- Tab. 14** Ergebnisübersicht über das Symmetrieverhalten der Patienten, Kadenz frei
- Tab. 15** Ergebnisübersicht über das Symmetrieverhalten der Patienten, Kadenz vorgegeben
- Tab. 16** Ergebnisübersicht über das Symmetrieverhalten der Probanden, Kadenz frei
- Tab. 17** Ergebnisübersicht über das Symmetrieverhalten der Probanden, Kadenz vorgegeben
- Tab. 18** Zusammenfassung der Ergebnisse des Symmetrieverhaltens für Patienten und Probanden
- Tab. 19** Übersicht über das Gewichtsoptimum der einzelnen Patienten

Kapitel 1: Vorwort

**„Die Amputation ist nicht das Ende,
sondern der Beginn einer Therapie.“**

(Sir Reginald Watson-Jones)

Der Einsatz von Körperersatzteilen ist wahrscheinlich so alt wie die Menschheit selbst. Schon immer war man bestrebt, Menschen mit ihrer Behinderung nicht allein zu lassen, sondern sie bestmöglich wieder in den Alltag zu integrieren. Im Laufe der Zeit entwickelte sich daraus ein ganzer Forschungs- und Industriezweig mit dem Ziel, eine optimale Versorgung zu gewährleisten.

Während die erste „moderne“ Oberschenkelprothese von Paré noch ca. sieben Kilogramm auf die Waage brachte, ging der Trend in der Versorgung von Oberschenkelamputierten streng in die Richtung der Leichtbauweise, um das Gewicht der Prothese und damit den Energieaufwand des Trägers zu reduzieren.

Verfeinerte Operationstechniken und technische Fortschritte im Bereich der Passteil- und Schafffertigung sowie der Einsatz von Hochtechnologien haben zu einer immerfort verbesserten Prothesenversorgung geführt. Durch diese Entwicklung konnte im Jahr 2000 bei den Paralympics in Sydney, Australien gezeigt werden, was junge und motivierte Prothesenträger vollbringen können und auch die Diskussion bei Olympia 2008, ob ein Prothesenträger durch seine Amputation evtl. einen Leistungsvorteil habe, zeigt die erfolgreiche Wiedereingliederung von Sportlern (Kogee et al.).

Dennoch bilden diese Patienten in der Versorgung eher die Ausnahme, denn das überwiegende Patientenkollektiv ist älter und oft durch Auswirkungen einer oder mehrerer bestehender Grundkrankheiten zusätzlich eingeschränkt. Somit muss die Prothesenversorgung höchst unterschiedlichen Ansprüchen genügen und die Prothese individuell auf den jeweiligen Patienten zugeschnitten sein, um seinen persönlichen Anforderungen erfüllen zu können.

Ob das Optimum der Versorgung dabei tatsächlich in der Verwendung von leichten Materialien liegt und welchen Einfluss das Prothesengewicht auf das

Gangbild und dessen Symmetrie hat, soll in dieser Arbeit untersucht werden. Ziel ist es dabei, den Effekt einer zusätzlich beschwerten Oberschenkelprothese sowohl auf das Gangbild als auch auf den Aspekt der Sicherheit, d.h. das subjektive Gefühl des sicheren Stehens und Gehens, zu beobachten und zu bewerten. Ein besonderes Augenmerk wird dabei auf das Alter und die Aktivitätsklasse der Patienten gelegt.

Einleitung 2: Einleitung (Grundlagen)

2.1 Ziel einer prothetischen Oberschenkelversorgung

„Niemand darf wegen seiner Behinderung benachteiligt werden“

(GG Art. 3, Abs. 3)

Muss eine Person amputiert werden, so führt das für den Patienten zu einem irreversiblen Verlust eines Körperteils und damit auch zu einem Verlust der körperlichen Integrität. Sowohl die sensomotorische Steuerung, als auch die sensorische Rückmeldung fehlen und trotz aller technologischen Anstrengungen kann sich eine Prothese dem Erscheinungsbild eines Körperteils ästhetisch höchstens annähern (Bieringer, 2007).

Dennoch soll eine Prothese Amputierten die Möglichkeit geben, wie vor der Amputation sicher und ohne größeren Anstrengungen Stehen und Gehen zu können, und dass bei wechselnden Geschwindigkeiten und Richtungen, unterschiedlichen Bodenbeschaffenheiten sowie unter ungünstigen klimatischen Bedingungen. Amputierte verlangen dabei heutzutage eine weitgehende Autonomie in Beruf und Freizeit. Neben den allgemeinen Anforderungen wie Standfestigkeit und Gangsicherheit stehen auch die Reduktion des Energieverbrauchs sowie die Möglichkeit des Treppauf- und -absteigens im Vordergrund. Je nach Anwender muss die Prothese dabei, wie bereits oben schon erwähnt, ganz unterschiedliche Bedürfnisse erfüllen und wird jedem Patienten je nach Alter und Aktivitätsklasse individuell angepasst.

Um allen Ansprüchen gerecht zu werden, werden an die Prothese selbst ganz besondere Anforderungen gestellt, die hier kurz vorgestellt werden. Es handelt sich u.a. um die Schafteigenschaften inkl. Haftung, den Tragekomfort, die Dauerhaftigkeit und das Gewicht.

Schafteigenschaften

Grundsätzlich besteht eine Prothese zum einen aus Funktionselementen, den sogenannten **Passteilen**, die als Ersatz für die Gelenke (Hüfte, Knie, Fuß) dienen, und zum anderen aus der Adaptation an den Körper, dem **Schaft**. Dieser stellt die Verbindung zwischen den Gelenkkomponenten und dem Patienten her.

Nach der ISO-Definition (ISO 13 405 -1,2, 1990) hat der Prothesenschaft verschieden Aufgaben:

1. Übertragung von axialen Kräften (*support*)
2. Übertragung von horizontal gerichteten Kräften (*stabilization*)
3. Haftung der Prothese am Patienten (*suspension*)

1. Übertragung von axialen Kräften

Durch die Amputation ist die skelettale Kraftübertragung zum Boden unterbrochen, da die Gewichtskraft nicht mehr über das Becken ins Beinskelett übertragen werden kann, sondern über die Stumpfoberfläche in die Prothese eingeleitet werden und über die Prothesenbauteile auf den Boden übertragen werden muss. Sie muss dabei auf eine möglichst große Fläche wirken. Axiale Kräfte werden auch beim Anheben der Prothese übertragen. Hier ist das Prothesengewicht von Bedeutung.

2. Übertragung von horizontal gerichteten Kräften

Im Schrittzzyklus kommt es in der Stand- und in der Schwungphase zu horizontal gerichteten Kräften, die durch den Stumpf in die Prothese bzw. als Bodenreaktionskräfte durch die Prothese auf den Stumpf wirken (Steuerung).

3. Haftung der Prothese am Patienten

Für den Amputierten ist es von besonderer Wichtigkeit, dass seine Prothese beim Anheben des Beines in der Schwungphase oder auch beim Sitzen sicher mit dem Körper verbunden ist. Dies kann durch Bandagen oder Schnürschäfte erreicht werden, ist aber weder funktionell, kosmetisch noch vom Komfort befriedigend. Die bessere Alternative ist die sichere Verankerung am Schaft. Sie kann durch drei Maßnahmen, die meistens in Kombination verwendet werden, erreicht werden.

- a. Die **Anatomische Haftung** entsteht durch knöcherne Verklammerung des Schaftes oder Abstützung auf Muskelbäuchen (z.B. die suprakondyläre Abstützung bei der Knieexartikulationsprothese)
- b. Die zweite Möglichkeit stellt die **Haftreibung** dar. Durch die Materialeigenschaften des Prothesenschaftes soll die Haut auf der Oberfläche der Prothese haften. Sind dabei die Adhäsionskräfte

zwischen der Umgebung und dem Innenraum der Prothese höher als die Reaktionskräfte der Prothese, rutscht sie nicht auf der Stumpfoberfläche.

- c. Die letzte Methode stellt die **Druckdifferenz** dar. Die formschlüssige Bettung des Stumpfes im Prothesenschaft führt bei luftdichtem Abschluss des Schaftendes zu einem Vakuum zwischen Schaftend und Stumpfoberfläche. Bei Entlastung kommt es zu einem Unterdruck. Diese Druckdifferenz unterstützt die Durchblutung des Stumpfendes.

In allen drei Fällen kann durch Verwendung eines Linersstrumpfes oder Liners der Kontakt zwischen Stumpf und Schaft verbessert werden. Gleichzeitig kann jedoch die Steuerung der Prothese durch die dämpfenden Einflüsse eines Liners erschwert werden.

Tragekomfort

Dass eine Prothese den ganzen Tag genauso lang und bequem getragen werden kann, hängt von der Eigenschaft und der Qualität des Schaftes ab. Die Prothese muss bei jeder Bewegung sitzen, darf die Bewegung der benachbarten Gelenke nicht beeinträchtigen und die Haut nicht reizen. Außerdem darf sie keine Geruchsbelästigung hervorrufen und darf selbstverständlich nicht klappern.

Dauerhaftigkeit

Der Schaft muss auch bei starker Beanspruchung, bei Hitze und Kälte über längere Zeit seinen Zweck erfüllen. Allerdings bleibt auch er nicht von Alterungserscheinungen verschont und muss aus diesem Grund regelmäßig überprüft und abgetastet werden, damit keine Druck- und Scheuerstellen auftreten bzw. der Stumpf nicht in den Schaft hinein sinkt (Bieringer, 2007).

Gewicht

Das Thema des Gewichtes wird im Kapitel 2.4 ausführlich dargestellt.

2.2 Prothetische Versorgung nach Oberschenkelamputation

2.2.1 Anatomische Veränderungen

Die Endbelastbarkeit jeder amputierten Extremität hängt vom Knochenquerschnitt des entsprechenden Amputationsniveaus und der Operationstechnik ab.

Ziel soll die Bildung eines belastungs- und bewegungsfähigen, sowie schmerzlosen Amputationsstumpfes sein. Zur Erhaltung von aktiv steuerbaren Gelenkfunktionen und eines möglichst langen biomechanischen Hebelarms soll, wenn möglich, peripher amputiert werden (Baumgartner, Botta, 2008).

Der Stumpf

Voraussetzung für die erfolgreiche Prothesenversorgung ist ein guter Stumpf. Dieser ist im Idealfall schmerzfrei und kann auf der ganzen Oberfläche sowohl ohne Einschränkungen der Tiefen- und Oberflächensensibilität als auch ohne Störung der Motorik und der Beweglichkeit der Gelenke der gesamten Extremität belastet werden. Außerdem ist er frei von Phantomschmerzen und Hautproblemen. Er trägt als motorischer Antrieb zur Fortbewegung des Amputierten bei und wirkt gleichzeitig in den Stützphasen stabilisierend.

Die Stumpflänge wird mit der Amputation festgelegt und beeinflusst die Stumpfleistungsfähigkeit. Muskeln können u.a. nur dann ihre volle Kraft entfalten, wenn Ursprung und Ansatz des Muskels am Skelett erhalten sind. Bei der Amputation am Oberschenkel werden die Ansatzstellen von einzelnen Muskeln höhenabhängig betroffen. Dabei führt die Amputation am Femur zu einer Muskelkraftfähigkeit des Stumpfes, die vom Amputationsniveau abhängt. Es werden drei Zonen sichtbar (Abb. 1).

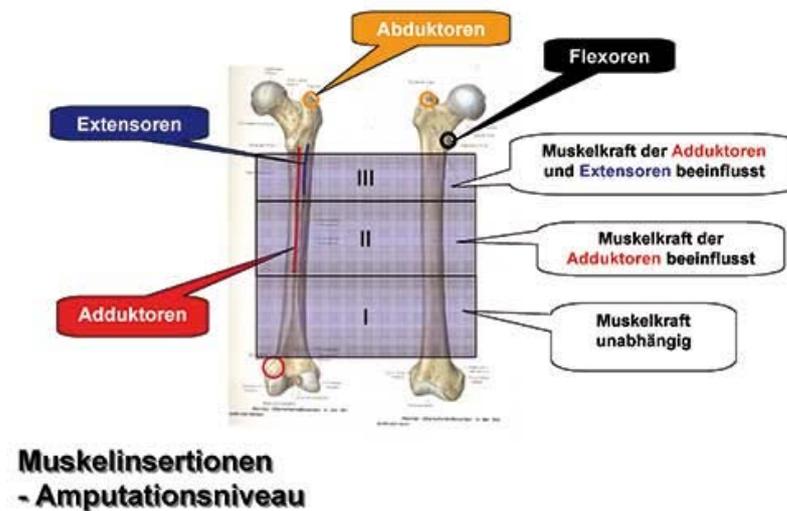


Abb.1: Insertion der das Hüftgelenk übergreifenden Muskulatur und der Einfluss der Amputationshöhe auf die Muskelinsertion (nach Blumentritt et al., 2009)

Eine Amputation in Höhe von Zone I hat keinen Einfluss auf die Muskelinsertion, eine Amputationshöhe im Bereich von Zone II führt zu einer Reduktion der Kraft der Adduktoren und in Höhe von Zone III wird die Kraft der Adduktoren sowie der Extensoren vermindert. Das bedeutet im Allgemeinen: je kürzer der Stumpf, desto schwieriger gestaltet sich die Stumpfbettung. Immer weniger Muskeln können zur Kraftentwicklung des Stumpfes und somit zur Prothesensteuerung beitragen, sodass sich das Kraftübertragungspotential auf Grund des sich verkürzenden Hebelarms reduziert (Blumentritt et al., 2009).

Das Stumpfende muss im Allgemeinen mit der Abrundung der Knochenkanten, der Weichteildeckung und der Lage der Hautnaht so gestaltet werden, dass es soviel Belastung wie möglich tragen kann.

Die Realität sieht bei einem Oberschenkelstumpf allerdings anders aus (Baumgartner, 2007). Kein anderer Stumpf ist so wenig endbelastbar wie er und keiner hat so viele Weichteile und so wenig Knochen. Dabei handelt es sich um keine homogene Masse, sondern vielmehr um ein mehr oder weniger weiches Gebilde mit knöchernem Rückrat im Zentrum.

Die Natur passt sich nach der Amputation den neuen Gegebenheiten an. Das führt dazu, dass ab dem Amputationszeitpunkt alle Gewebe, wie Muskeln, Gefäße und Knochen, zu schrumpfen beginnen. Dieser Prozess kann sich über mehrere Monate erstrecken.

Durch das Fehlen des anatomischen **Kniegelenks**, kann die Kniebeugung und Streckung nicht mehr aktiv gesteuert werden. Die **Muskeln** des Oberschenkels haben, obwohl ihre Stümpfe nun fest mit dem Knochenende des Femurs verbunden sind, ihre Aufgabe verloren und atrophieren. Die Sicherung des Kniegelenkes bei Fersenauftritt ist nur noch mechanisch durch Extension des Stumpfes, die Gelenkgeometrie oder durch Steuerung des Beugewiderstandes im Prothesenkniegelenk möglich.

Das gleiche gilt für den Oberschenkelknochen. Dieser muss, im Vergleich zu vorher, nur noch eine viel geringere Last tragen. Er wird folglich porotisch und dünner.

Die **Venen** und **Arterien** des Oberschenkels haben in der Regel die Aufgabe, das ganze Bein in die Blutversorgung einzubeziehen. V. und A. femoralis treten unterhalb des Lig. Inguinale aus dem kleinen Becken und liegen dort begrenzt durch die Stränge des M. adductor longus und M. sartorius direkt unter der Haut. Sie bilden gemeinsam mit dem Leistenband das Scarpa-Dreieck.

Durch die Amputation beschränkt sich die Aufgabe der Durchblutung auf den Femur, was zu einer Reduzierung des Gefäßkalibers und durch den verringerten Durchfluss zu einer vermehrten Arteriosklerose (Gefäßverkalkung) führt. Der t-Tuberunterstützende Schaft übt außerdem einen sanften Druck auf das Scarpa-Dreieck aus. Dadurch kann es über Jahre zu einem irreversiblen Verschluss der A. femoralis kommen, der durch die Kaliberverkleinerung noch erleichtert wird.

Einzige Ausnahme dieser Veränderungen bildet die **Haut**. Sie wird wesentlich mehr beansprucht als vorher und braucht Zeit um dickhäutiger zu werden.

Ein weiteres Problem bildet das Fehlen des **Oberen Sprunggelenks**. Der Patient kann sich bei Ballenbelastung nicht mehr aktiv vom Boden abstoßen und beim Durchschwingen des Beines kann er die Fußspitze der Prothese nicht mehr abheben.

Durch die Operation und die prothetische Versorgung wird versucht, das bestmögliche Ergebnis zu erzielen. Wie oben schon erwähnt, soll die Stumpflänge möglichst groß sein, da mit dem Verlust der Hebellänge ein Verlust an Unterstützungsfläche im Stand und im Sitzen verbunden ist. So wird die Standsicherheit eingeschränkt. Wird diese durch die Nutzung von

Unterarmgehstützen kompensiert, wird gleichzeitig die obere Extremität belastet und der Patient in seinen Aktivitäten des täglichen Lebens (ADL) eingeschränkt. Desweiteren verschiebt sich mit zunehmender Kürze des Stumpfes das Muskelgleichgewicht, sodass Fehlstellungen und Einschränkungen der Gelenkbeweglichkeit die Folge sind. Ziel muss also bei der Übertragung von Kräften zwischen Schaft sein, die Endbelastbarkeit voll auszunutzen und die Kraftübertragung auf die gesamte Oberfläche zu erweitern und damit die Kraftübertragung vom Becken auf den Schaft so weit wie möglich zu reduzieren.

2.2.2 Einteilung in Aktivitätsklassen

Um den richtigen bzw. passenden Prothesentyp für den individuellen Patienten auszuwählen und ein realistisches Therapieziel festzulegen, wurde unter Mitwirkung der Bundesfachschule Orthopädie-Technik in Dortmund und des MDS eine Einteilung in fünf Mobilitätsgrade bzw. Aktivitätsklassen (AK) (0-4) erarbeitet. Je mehr ein Patient sowohl körperlich als auch geistig im Stande ist, bestimmte Anforderungen zu erfüllen, desto höher wird er eingestuft.

Je höher ein Patient eingestuft ist, desto leistungsfähiger und anspruchsvoller wird im Allgemeinen seine Prothese ausfallen. Durch die Einteilung erfahren die Patienten umgekehrt die Möglichkeiten und Grenzen ihrer Prothesenversorgung und Rehabilitation. Bei der Einteilung handelt es sich aber um kein für immer festgelegtes Ergebnis, sodass Korrekturen bei gegebenem Anlass möglich sind.

Eine Übersicht über die einzelnen Aktivitätsklassen ist im Kapitel „Material und Methoden“ dargestellt.

2.2.3 Die Indikationsstellung

Ärzte und Orthopädie-Mechaniker nutzen die Einteilung in Mobilitätsgrade bzw. Aktivitätsklassen sowie die Angaben zur Amputationshöhe, um das Therapieziel zu formulieren. Sie ordnen dem Patienten mit Hilfe eines Profilerhebungsbogens ein bestimmtes Profil zu, das den Mobilitätserwartungen der entsprechenden Aktivitätsklasse entspricht. Bei der Auswahl der Prothesenteile wird dabei ein Schwerpunkt auf die Funktionalität gelegt. Die Bedürfnisse von Amputierten mit Peripheren Vaskulären Erkrankungen sowie Diabetes mellitus müssen besonders berücksichtigt werden. Diese Anforderungen umfassen 1.) die Schonung der gesunden Extremität durch Komponenten mit einem erniedrigten Schwerpunkt und Erleichterung des Gewichtstransfers auf das gesunde Bein, 2.) die Beachtung der veränderten Kräfte, die auf den Stumpf der amputierten Extremität einwirken und einen Schutz der Haut durch spezielle Liner aus Gel, Silicon oder ähnlichen Materialien erforderlich machen und 3.) den Energieaufwand (Friel, 2005).

Falls angezeigt, ist bei *nicht gefährigten Patienten* die Wiederherstellung des äußeren Erscheinungsbildes und die Mobilisierung in den Rollstuhl das Therapieziel.

Die Indikation der Prothesenversorgung der verschiedenen AK gliedert sich dabei wie folgt: Bei der Versorgung der *Innenbereichsgeher* wird dann das Ziel gesetzt, die Steh- und auf den Innenbereich limitierte Gehfähigkeit wieder herzustellen.

Je mobiler ein Amputierter ist, desto höher ist seine Erwartungshaltung an seine Mobilität und an die versorgenden Kräfte. Ziel bei Angehörigen der AK 2 (*Eingeschränkte Außenbereichsgeher*) ist es beispielsweise, die Stehfähigkeit und die auf den Innenbereich und den Außenbereich limitierte Gehfähigkeit wieder herzustellen. Das heißt im einzelnen, dass die Amputierten 15 Minuten mit der Prothese gehen können, dass Bordsteinkanten und einzelne Stufen bewältigt werden und auch kleinere Umwelthindernisse überschritten werden können. Außerdem sollten diese Patienten über leichte Bodenunebenheiten gehen, öffentliche Transportmittel (mit Hilfe) nutzen und Kleinst Einkäufe selbstständig erledigen können. Die Prothese wird moderat stoßbelastet und

die Patienten sind physiotherapeutisch (Gehschule) behandelbar. Sie wechseln aber nur selten ihre Gehgeschwindigkeit.

Bei einem *uneingeschränkten Außenbereichsgeher* dagegen besteht die Endabsicht darin, die Stehfähigkeit und die im Innenbereich unlimitierte und im Außenbereich unwesentlich limitierte Gehfähigkeit wieder herzustellen. Patienten dieser AK werden sich im Innen- und Außenbereich nur unbedeutend limitiert bewegen, Treppen und Stufen bewältigen, fast alle Umwelthindernisse überwinden und auf Bodenunsicherheiten (Schlamm, Nässe, Schnee, Eis) gehen können. Weiterhin werden sie häufig die Gehgeschwindigkeit wechseln und alle Öffentlichen sowie eigenen Transportmittel (Auto, Rad) benutzen können. Sie üben ihren Beruf aus, versorgen Familie und Haushalt und können andere Personen versorgen bzw. pflegen. Die Prothese kann stoßbelastet werden und der Amputierte kann Aktivitäten mit körperlichen Belastungen ausüben. Insgesamt sind die Patienten durch die Amputation und die Prothesenversorgung in der Durchführung beruflicher, sozialer und familiärer Aktivitäten nicht wesentlich eingeschränkt und bewegen sich nahezu mit „physiologischer Normalität“.

Der einzige Unterschied zum Uneingeschränkten Außenbereichsgeher mit besonders hohen Ansprüchen ist, dass dieser zusätzlich auch im Außenbereich eine unlimitierte Geh- und Mobilitätsfähigkeit hat. Das bedeutet, er kann sich mit der Prothese ohne Einschränkung und ggf. in bergiger Umgebung oder auf unebenem Untergrund mit „physiologischer Normalität“ bewegen. Angehörige des Mobilitätsgrades 4 können sich in allen Gehgeschwindigkeiten bewegen und diese ständig wechseln, die Prothese im täglichen Einsatz zeitlich unlimitiert und durch hohe körperliche Aktivitäten überdurchschnittlich stoßbelasten, sowie mechanisch beanspruchen.

Um dann im Anschluss die Fuß- und Kniepassteile dem entsprechenden Mobilitätsgrad richtig zuordnen zu können, werden Passteile nach den Funktionsklassen „gering“, „mittel“ und „hoch“ ausgesucht. Das zweite Kriterium für die Wahl ist die Strukturklasse je nach Körpergewicht: < 75 kg, < 100 kg, <125 kg und > 125 kg (Baumgartner, 2008).

2.2.4 Prothesentechnik

Die Oberschenkelamputierten Patienten verlieren einen großen Teil ihrer Muskelkraft und müssen sich stattdessen auf eine Vielzahl von Stoßdämpfern, Federn und hydraulischen bzw. pneumatischen Mechanismen verlassen (Friel, 2005). Nur die Hüftflexoren des übriggebliebenen Teil des Beins und der Energietransfer über das Hüftgelenk verbleiben als Quelle der Arbeit, die verrichtet werden muss, um das Bein in der Schwungphase zu beschleunigen. Das Ziel der Prothesenversorgung ist es, die fehlenden Gelenke zu ersetzen und mit geeigneten dynamischen Strukturen zu koppeln, um der verlorengegangenen Funktion nahezukommen. Für die erforderlichen Ersatzsysteme stehen zur Zeit passive, also Energie dissipierende oder speichernde Elemente zur Verfügung. Auch Prothesen mit elektronischer Steuerung werden heute ausschließlich als passive Steuerungen von Prothesenbewegungen verstanden, da dem Antrieb keine zusätzliche Energie zugeführt wird. Die Energie der Bewegung aller Prothesenelemente kommt vom Patienten (Dietl et al., 1998).

Prothesenbauteile sind für Unterschenkel- und Oberschenkelamputierte in jeder Aktivitätsklasse verfügbar. Verschiedene Komponenten bieten variierende Vorteile in Energieverbrauch, Aktivitätslevel, Balance und Propriozeption.

Moderne Prothesen werden in Modulartechnik gefertigt, in der die Funktionskomponenten modular zusammengesetzt werden und die kosmetische Formgestaltung davon getrennt wird.

Zu den erforderlichen Komponenten einer Oberschenkelprothese gehören:

- 1. Der Schaft:** Dieser kann in drei Ebenen mit unterschiedlichen Funktionen unterteilt werden: den *Sitzring*: (*Stumpfeintrittsebene*) mit einer querovalen (sitzbeinunterstützenden) oder längsovalen (sitzbeinumfangreifenden) Schaftform, den *Steuerbereich* und den *Stumpfendbereich*
- 2. Das Prothesenkniegelenk:** Ihre Einteilung erfolgt in die Gruppen *monozentrische* (einachsig, mit Schanierbewegung) sowie *zwei- bzw. vierachsige polyzentrische Kniegelenke* (mehrachsig, mit kombinierter Dreh- und Schubbewegung). Das prothetische Kniegelenk hat die Aufgabe in der Standphase ein unwillkürliches Einknicken während der

Belastung zwischen Fersenauftritt und mittlerer Standphase durch feststellbare Kniegelenke, Rückverlagerung des Knie Drehpunktes, Gewichtsabhängige Bremsen oder Hydraulische Dämpfereinheiten statisch zu sichern und in der Schwungphase vom Zehenabstoß bis zum erneuten Fersenauftritt in der Lage sein, den dynamischen Bewegungsablauf der Prothese so zu kontrollieren und zu steuern, sodass es sich beim Fersenauftritt immer in einer sicheren Streckstellung befindet. Dazu werden Innere und Äußere Vorbringer, Hydraulische und pneumatische Schwungphasensteuerungen sowie Elektronische Kniegelenksysteme verwendet.

- 3. Die Fußpassteile:** Prothesenfüße werden heutzutage in einer Vielzahl von unterschiedlichen Modellen und in einer großen Variationsbreite angeboten. Sie lassen sich grundsätzlich in Fußpassteile für *exoskeletale* und *endoskeletale* Prothesenausführungen unterteilen. Außerdem kann man sie hinsichtlich ihrer konstruktiven Auslegung noch Prothesenfüße *ohne (gelenklos)* und *mit Knöchelbewegung (Knöchelgelenk)* differenzieren (Bieringer 2007).

2.2.4.1 Übersicht über das Angebot verschiedener Hersteller

Entsprechend der breiten Fächerung der Aktivitätsgrade bei den hier untersuchten Patienten kamen sehr verschiedene Kniepassteile zum Einsatz. Diese waren im Einzelnen:

Das **Endolite ESK⁺** ist ein Produkt der Firma Bauerfeind. Das lastabhängige Bremssystem sichert das Knie gegen ungewolltes Einbeugen, sobald der Prothesenträger Körperlast auf die Prothese überträgt. Diese Sicherung erfolgt insbesondere beim Aufsetzen des Fußes.

Ein weiteres verwendetes Gelenk ist der **Mauch®Gaitmaster (SNS)**. Das hydraulikgesteuerte, einachsige Kniegelenk wird von der Firma Össur vertrieben und ermöglicht dem Amputierten durch seine Schwungphasensteuerung und Standphasendämpfung (SNS®) ein natürliches Gangbild und einen hohen Grad an Flexibilität. Der Anwender kann Treppen und Rampen (in unterschiedlichen Gehgeschwindigkeiten) bewältigen und sich auf natürliche Weise hinsetzen.

Mehrer Amputierte sind außerdem mit dem **3R80**- Modular-Kniegelenk der Firma Otto Bock versorgt. Dieses Gelenk unterscheidet sich von anderen Hydraulik-Kniegelenken durch eine neuartige Rotationshydraulik zur Sicherung der Standphase und zur Steuerung der Schwungphase. Die Knieachse ist hierbei gleichzeitig die Drehachse des Rotationskolbens.

Das erste und bekannteste elektronisch gesteuerte Prothesenknie ist das **C-Leg®** (Computerized Leg), ebenfalls von Otto Bock. Eine komplexe Sensorik erfasst kontinuierlich die Daten in jeder Phase des Gehens. Sie bildet dabei die Grundlage für die Optimierung der hydraulischen Bewegungswiderstände gemäß dem individuellen Gang des Patienten. Die Grundeinstellung führt der Orthopädie-Techniker mit Hilfe einer speziellen Software am PC durch. Der Patient kann sich dem C-Leg® bei unterschiedlichen Geschwindigkeiten unbeschwert und sicher bewegen. Das gilt sowohl für komfortables Gehen auf verschiedenen Untergründen als auch für alternierendes Treppabgehen.

Das letzte, von einem Patienten getragene Kniegelenk ist das **Teh Lin** von Teufel. Es handelt sich dabei um ein vierachsiges pneumatisches Gelenk, das entweder aus Carbon oder aus Leichtmetall bestehen kann. Der Momentandrehpunkt befindet sich bei Extension proximal und dorsal der Belastungslinie. Die Standsicherheit besteht unabhängig von der Belastung bis zu einem Beugewinkel von 10°. Es lässt sich trotz dieser hohen Standsicherheit leicht auslösen (Herstellerinformation aus dem Kniegelenkscatalog der Technischen Orthopädie Münster).

Auch bei der Versorgung mit Fußpassteilen zeigt sich ein sehr heterogenes Bild. Dabei waren sowohl gelenklose Prothesenfüße und solche mit Knöchelgelenk vorhanden.

2.3 Ganganalyse

2.3.1 Der physiologische Gang

Das Gangbild einer gesunden Person ist von Rhythmus und Symmetrie geprägt. Jeder Mensch hat beim Gehen seinen ganz eigenen Stil, manche Menschen kann man sogar daran erkennen. Um das Gangbild als Ganzes verstehen zu können, muss der Schrittzklus in verschiedene Phasen zerlegt und diese im Einzelnen betrachtet werden.

Nach J. Perry (2003) wird beim Gehen eine periodische Wiederholung von Körperbewegungen genutzt, um den Körper vorwärts zu bewegen und gleichzeitig die Stabilität der Standphase aufrecht zu erhalten. Dabei bezieht man sich auf drei Ansätze. Das erste und einfachste Modell unterteilt den Gangzyklus in die verschiedenen Situationen, die die beiden Füße durch ihren wechselseitigen Bodenkontakt erzeugen. Der zweite Ansatz beobachtet die Komponenten der Dauer und der Distanz eines Doppelschrittes und der Dritte stellt die funktionalen Aspekte, die während eines Schrittzklus auftreten, in den Vordergrund.

2.3.1.1 Gangzyklus

Wenn sich ein Körper nach vorne bewegt, agiert ein Bein als **Standbein**, das andere als **Schwungbein**. Das Standbein nimmt eine flexible Stellung ein und dient zur Unterstützung, gleichzeitig rückt das andere Bein vor, um dann die neue Stütze werden zu können. Das Standbein trägt dabei das Körpergewicht. Dann tauschen sie ihre Rollen und der Körperschwerpunkt verlagert sich von einem Bein auf das andere. Während des Gehens hat entweder einer oder beide Füße Kontakt zum Boden.

Eine Abfolge dieser periodischen Funktionen eines Beins wird als **Gangzyklus** (GZ) bezeichnet. Das Bein, das sich gerade nach vorne bewegt, wird dabei als *führendes Bein* (leading limb), das Bein, das nachfolgt, als *verfolgendes Bein* (trailing limb) bezeichnet.

Dadurch, dass eine Aktion weich und flüssig in die Nächste übergeht, gibt es keinen natürlichen Start- oder Endpunkt. Da aber der Moment des ersten Bodenkontaktes klar zu erkennen ist, wird dieser in der Regel als Start des

Gangzyklus angesehen. Gesunde Personen beginnen ihren Bodenkontakt mit der Ferse (Heelstrike = „Fersenauftritt“). Dennoch wird statt diesem Begriff eher der allgemeine Ausdruck „Initialer Kontakt“ benutzt, da manche Patienten nicht die Möglichkeit haben, mit der Ferse aufzutreten.

Jeder Gangzyklus wird in die Stand- und die Schwungphase unterteilt, die auch häufig als Gangphasen bezeichnet werden.

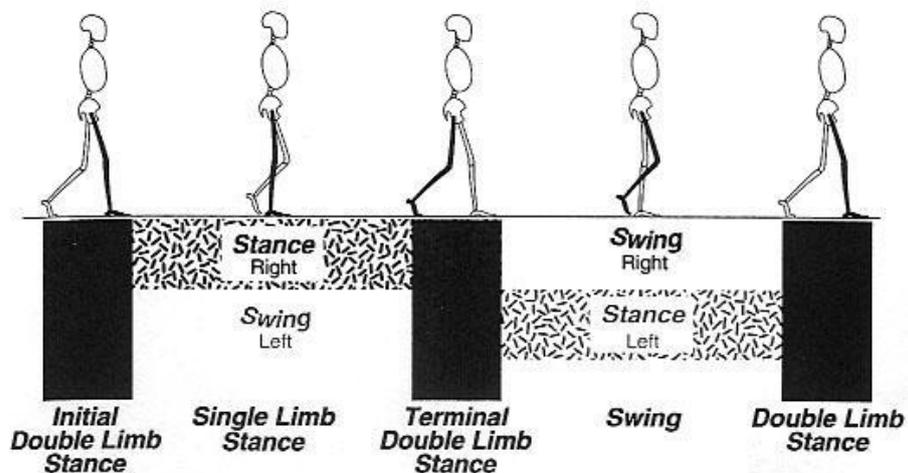


Abb.2: Die Standphase und ihre Beziehung zur Doppelstandphase (nach Perry)
Die vertikalen schwarzen Balken sind die Phasen des Doppelstandes, die horizontalen, schraffierten bzw. weißen Balken die des Einzelstützes

Die **Standphase** ist die Zeit, in der der Fuß den Boden berührt. Sie beginnt mit dem ersten Bodenkontakt und endet mit dem letzten Bodenkontakt eines Fußes. Die Standphase unterteilt man dabei, bezogen auf den Bodenkontakt der Füße, in drei Abschnitte: Sowohl beim Start als auch am Ende der Phase haben beide Füße Kontakt zum Boden. Diese Phasen werden deshalb als *Doppelstandphasen* bezeichnet. Mit der *Initialen Doppelstandphase* wird ein Gangzyklus begonnen. In der Mitte der Standphase dagegen berührt nur noch ein Fuß den Boden, da der kontralaterale Fuß abgehoben wird, um vorzuschwingen. In diesem Teil wird der Terminus *Einzelstütz* verwendet. Die Dauer ist identisch mit der Schwungphasendauer des anderen Beines. Mit der *Terminalen Doppelstandphase* wird schließlich ein Gangzyklus beendet. Sie beginnt mit dem Bodenkontakt des anderen Fußes, der gleichzeitig seine erste Initiale Doppelstandphase hat, und wird durch die Schwungphase des vorherigen, originalen Standbeines fortgeführt.

Die nachfolgende **Schwungphase** bezeichnet die Zeit, in der der Fuß keinen Kontakt zum Boden hat, also den Abstand zwischen dem letzten Kontakt des letzten Schrittes bis zum ersten Kontakt des nächsten Schrittes. Als Startpunkt dient hier die Zehenablösung des Fußes.

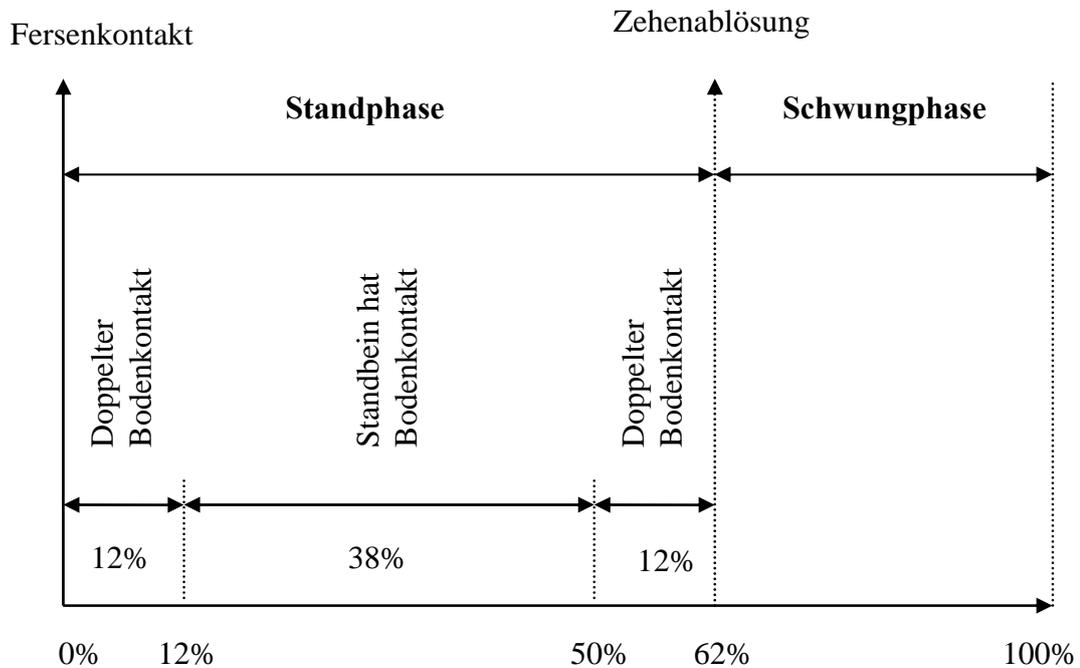


Abb.3: Prozentuale Einteilung des Schrittzyklus (nach Baehler)

Wie man in Abb. 2 erkennen kann, beträgt die normale Dauer der Gangphasen 62 % für die Stand- und 38 % für die Schwungphase, wenn mit einer gewöhnlichen Geschwindigkeit von 80m/min gegangen wird. Betrachtet man die Standphase im Einzelnen, so fallen jeweils etwa 10 % auf die beiden Doppelstandphasen und 40 % auf den Einzelstütz.

Insgesamt werden die Stand- und Schwungphase in acht funktionelle Abschnitte unterteilt. Diese gliedern sich wie folgt:

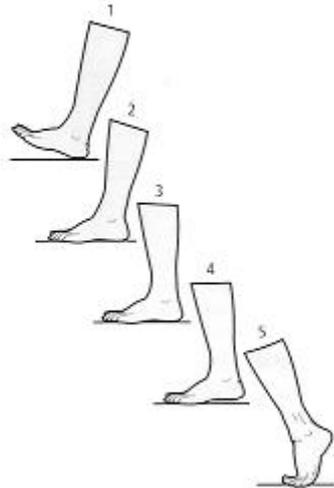
Die **Standphase** in

- Initialer Kontakt (Fersenauftritt)
- Fußsohlenvollkontakt oder Belastungsantwort
- Mittelstand oder Mittlere Standphase
- Fersenablösung
- Ballen-/ Zehenstoß

Die **Schwungphase** in

- Beschleunigung
- Mittelschwung oder Mittlere Schwungphase
- Verzögerung

Abb.4: Die Unterteilung der Standphase
(nach Baehler)



Jeder diese Abschnitte läuft nach einem bestimmten Schema ab und wirkt synergistisch mit den anderen Phasen. Erst die Kombination aller Phasen ermöglicht der Extremität drei Grundaufgaben: 1.) die Verlagerung des Gewichts, 2.) den Einzelstütz und 3.) die Vorwärtsbewegung des Beines.

Im Folgenden wird auf die Grundaufgaben und die einzelnen Phasen genauer eingegangen.

1. Gewichtsverlagerung

Die Standphase beginnt mit der Gewichtsverlagerung. Es handelt sich um die anspruchsvollste Phase des Gangzyklus, da sie die Aufgaben der Stoßdämpfung, der anfänglichen Beininstabilität und der Sicherung des Vorankommens erfüllen muss. Die Herausforderung ist, das Körpergewicht auf das Bein zu übertragen, das gerade aus der Schwungphase kommt. In dieser Phase kommt es zum *Initialen Kontakt* und zum *Fußsohlenvollkontakt*.

Der **Initiale Kontakt** (0-2% des GZ) oder **Fersenauftritt** ist dabei der Moment der ersten Bodenberührung des Schwungbeins, welches damit zum Standbein wird. Die Bodenreaktionskraft steigt an und bei Belastung des Fußes wird so

etwas mehr als das Körpergewicht getragen. Es folgt der **Fußsohlenkontakt** oder die **Belastungsantwort** (0-10% des GZ), die als Zeitraum bezeichnet werden, in dem sich die Fußsohle durch Plantarflexion im Oberen Sprunggelenk ganzflächig in Bodenkontakt befindet. In dieser Phase sind noch beide Füße am Boden, sodass man von der Initialen Doppelstandphase spricht. Sie wird beendet, wenn der andere Fuß zum Vorschwung abgehoben wird. Der Fuß weicht hier kurz in eine Pronationsstellung aus. Die größte Aufgabe der Unteren Extremität ist es, die Energie, die durch das Aufsetzen des Stoßbeins entsteht, zu absorbieren. Dies erfolgt durch die strukturellen Eigenschaften des Fersenpolsters, der Muskelkontrolle der Plantarflexion des Fußgelenkes und der Pronation, die vom Fersenabstoß bis zum flach werden des Fußes stattfindet. Unmittelbar im Anschluss folgt eine Verzögerungsphase, in denen die Knieextensoren die Energie absorbieren. Der Körperschwerpunkt wird auf den niedrigsten Punkt gebracht.

2. Einzelstütz

Wird der andere Fuß gehoben, beginnt für das Standbein die Phase des Einzelstützes. Sie wird so lange fortgeführt, bis das Schwungbein wieder Kontakt zum Boden hat. In dieser Phase hat das Standbein während der andauernden Fortbewegung die alleinige Verantwortung für das Tragen des Körpergewichts in der sagittalen und der coronaren Ebene. Der Einzelstütz beinhaltet ebenfalls zwei Gangphasen, nämlich die *Mittlere Standphase* und die *Fersenablösung*.

Die **Mittlere Standphase** (10-30% des GZ) beginnt mit der Abhebung des kontralateralen Fußes zum Schwung und ist der Zeitpunkt, in dem sich der Körperschwerpunkt senkrecht oberhalb des Standbeins befindet. Die Knieextension wird durch zwei Mechanismen erzeugt: zum einen durch die Masseträgheit des Rumpfes, die den Rumpf über das tragende Bein, welches am Boden fixiert ist, nach vorne bringt und zum anderen durch eine geringe konzentrische Kontraktion des M. quadriceps femoris. Sie macht 50 % der Zeit des Einzelstützes aus. Die **Fersenablösung** (30-50%des GZ) vollendet den Einzelstütz. Der Körperschwerpunkt wird weiter in die Gehrichtung verlagert und die Ferse vom Boden abgehoben. Die Muskeln des M. tibialis anterior werden aktiviert, um das Zentrum des Druckes nach hinten zu verlagern und den Massenschwerpunkt nach vorne zu beschleunigen. Als Ergebnis wächst

die Bodenreaktionskraft in anteriorer Richtung an und erzeugt dabei den Impuls nach vorne. Kurz vor der Fersenablösung der führenden Seite bewegt sich der Massenschwerpunkt zur Seite des folgenden Beins. Dabei wird das führende Bein entlastet und erzeugt eine stabile Basis für die Balancekontrolle im Einzelstütz. Schließlich initiiert ein Stoß die Aktivierung der Soleusmuskulatur und das Abheben der führenden Seite. Die Rate des Voranschreitens des Körperschwerpunktes über dem unterstützenden Bein wird hauptsächlich durch die Kontraktion der Plantarflexoren kontrolliert, die während des späten Einzelstützes konzentrisch kontrahieren und so den Rumpf nach vorne bewegen.

3. Vorwärtsbewegung des Beines

Um das Standbein vorwärts zu bewegen, muss schon in der Standphase eine vorbereitende Haltung eingenommen werden. Diese Phase ist zunächst durch den letzten Teil der Standphase, nämlich den *Ballen-* bzw. *Zehenabstoß*, als auch die sich anschließende *Beschleunigung*, den *Mittelschwung* oder und die *Verzögerung des Schwungbeins* charakterisiert.

Als **Ballen-/ Zehenabstoß** (50-60% des GZ) wird der Moment bezeichnet, in der sich die Zehen vom Boden lösen und somit das Stand- zum Schwungbein machen. Auch hier haben beide Füße Kontakt zum Boden, man spricht von der *Terminalen Doppelstandphase*. Sie beginnt, wenn das abgebremste Schwungbein das erste Mal den Boden berührt und endet mit dem Zehenabstoß des kontralateralen Beines. Hier werden die Hüftflexoren kontrahiert und das Bein nach vorn beschleunigt. Auch die Plantarflexoren, die den größten Umfang an konzentrischer mechanischer Arbeit der Unteren Extremität aufweisen, tragen zusätzlich zur Beschleunigung des Beins in die Schwungphase bei. Manche Autoren sprechen auch von dem Moment des *Gewichtstransfers* oder der Gewichtfreigabe.

Während der Gewichtsverlagerung wird das ehemalige Standbein ganz ohne eine aktive Handlung entlastet. Es nutzt diese Zeit, um sich auf die Schwungphase vorzubereiten.

Diese wird durch die **Beschleunigung** (60-73% des GZ) eingeleitet. Sie startet mit der Abhebung des Fußes vom Boden und endet dann, wenn das Schwungbein auf der Höhe des Standbeins ist. Die benötigte Vorwärtsbeschleunigung des Beines während des ersten Teils der

Schwungphase findet durch eine kleine Kontraktion der Flexoren des Hüftgelenkes statt. Zusätzlich funktioniert das Bein wie ein Pendel und wird so auch durch den Effekt der Schwerkraft beschleunigt. Die Exzentrische Kontraktion des M. quadriceps femoris hält die erste Hälfte der Schwungphase an und kontrolliert so die Rate und das Ausmaß der Knieflexion. Die Phase nimmt etwa ein Drittel der Schwungphase ein.

Es folgt die **Mittlere Schwungphase** oder der **Mittelschwung** (73-78 % des GZ). Hier sind die Hüftbeuger nicht mehr aktiv und das Schwungbein kann unter dem Rumpf hindurchschwingen. Die Tibia nimmt dabei eine vertikale Position ein. Passiert der Körper das gewicht-tragende Bein, sinkt der Körperschwerpunkt, sodass nur noch etwa 40 % des Körpergewichtes getragen werden.

Abgeschlossen wird der Gangzyklus mit der **Verzögerung** (87-100% des GZ). Sie umschließt den Zeitraum, in dem das Bein in die Schrittvorlage geführt wird, also zwischen der senkrechten Tibia und der ersten Berührung des Bodens durch den Fuß des Schwungbeins. Die Extension des Knies, die am Ende der Schwungphase den folgenden Fersenauftritt vorbereitet, wird durch zwei Mechanismen bedingt: 1.) Die Extensoren des Hüftgelenks übernehmen durch eine konzentrische Kontraktion, die Kontrolle und Abbremsung und 2.) führt die Schwerkraft des Fußes und des Unterschenkels zu einer Fortführung der Bewegung. Eine exzentrische Kontraktion der ischiocruralen Muskulatur bremst den Fuß und den Unterschenkel langsam ab, während das Knie die verlängerte Position erreicht. Die hinteren Strecker des Fußes heben dann die Fußspitze an und bereiten die Ferse dadurch auf den Fersenauftritt vor. In dieser Phase steigt die Bodenreaktionskraft wieder an und weist darauf hin, dass der Körper gehoben wird und die Kraft größer als das Körpergewicht ist. Das Vorwärtsgen des Beins ist abgeschlossen, wenn der Unterschenkel vor dem Oberschenkel angekommen ist.

Das Bein, das sich in der Schwungphase befindet, hat außerdem die wichtige Aufgabe, die Beschleunigung des Rumpfes zu unterstützen. Dies geschieht auf Grund der Trägheitseigenschaften des Beines. Das Schwungbein muss beim Zehenabstoß und in der Schwungphase beschleunigen und vor dem nächsten Fersenauftritt abbremsen. Wenn das Bein seine Geschwindigkeit verlangsamt, kommt es zu einer Reduktion der kinetischen Energie. Ein Teil dieser Energie wird bei der exzentrischen Kontraktion der ischiocruralen

Muskulatur absorbiert, ein anderer Teil in den Rumpf transferiert. Tatsächlich verleiht die Verlangsamung des Schwungbeins einen größeren Impuls, den Rumpf vorwärts zu bewegen als das Bein in der Standphase während des Zehenabstoßes.

2.3.1.2 Funktionelle Aspekte

Das Grundschema der Gehbewegung bezieht sich auf das Vorankommen auf einer geraden horizontalen Linie einer ebenen Oberfläche. Schon mit einem Richtungswechsel werden die Anforderungen gesteigert. Treppen steigen oder holpriges (unebenes) Gelände lassen sie weiter wachsen. Noch mehr wachsen die Ansprüche für schnelles Laufen oder diverse andere Sportarten.

Am Gang an sich sind nicht nur die Beine und die Füße beteiligt, sondern der gesamte Körper. Während des Gehens teilt er sich deshalb in zwei Teile, die *Passagier-* und die *Fortbewegungsebene (locomotor)*. Beide beinhalten sowohl Muskelaktivitäten und Bewegungen, unterscheiden sich jedoch in der Intensität in der diese ausgeführt werden. Ziel ist es, das Gangbild darauf auszurichten, den Kopf mit den wichtigsten Sinnesorganen in einer möglichst geraden Linie fortzubewegen und dazu ein Minimum an Energie aufzuwenden.

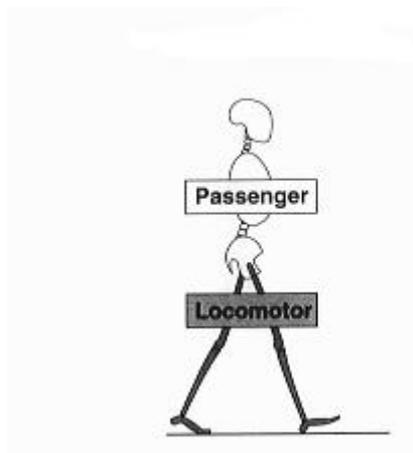


Abb.5: Die funktionale Unterteilung des Körpers in Passagier und Lokomotor (nach Perry)

Jede der Funktionen beruht auf eindeutigen Bewegungsmustern, die jeweils eine Interaktion zwischen der Körpermasse und den zwei unteren Extremitäten widerspiegeln. Während des Gehens vermischt es sich dann zu einem einzigen dreidimensionalen Ablauf.

2.3.1.3 Wichtige Kenngrößen

Zur Beurteilung des Gangbildes wird die Symmetrie der Schwung- und Standphase betrachtet. Die beiden Kenngrößen und ihre unterschiedlichen Subtypen wurden bereits in Kapitel 1.4.1 ausführlich behandelt.

Dieses Kapitel soll nun dazu dienen, weitere, für die Arbeit wichtige Gangparameter vorzustellen. Sie werden in Tabelle 1 zusammengefasst.

Tabelle 1: Übersicht über die in der Arbeit verwendeten Parameter

Räumliche Parameter	Zeitliche Parameter
Schrittlänge	Schrittzeit Schwungphase Standphase Geschwindigkeit Kadenz

Die Kenngrößen des Ganges unterteilt man in *räumliche* (= *statische*) und *zeitliche* (= *dynamische*) Parameter.

Zeitparameter

Zu den zeitlichen Komponenten werden sowohl die Schwung- und Standphase als auch die **Schrittzeit** gezählt. Diese dauert vom ersten Bodenkontakt eines Fußes bis zum ersten Bodenkontakt des anderen Fußes. Betrachtet man Abb. 1, umfasst ein Schritt also die Initiale Doppelstandphase und den Einzelstütz des Standbeins bzw. die Schwungphase des anderen Beins.

Die eindeutige Dauer eines Gangzyklus wird durch die **Geschwindigkeit** der gehenden Person festgelegt. Sie entspricht dem zurückgelegten Abstand während eines Gangzyklus. Der *Abstand* ist dabei die gemessene Gangstrecke, d.h. die Strecke entlang der horizontalen Achse zwischen dem Fersenpunkt des ersten Schrittes bis hin zum Fersenpunkt des letzten Schrittes. Schwung- und Standphase sind von der Gehgeschwindigkeit abhängig. Läuft eine Person schneller, so verkürzen sich Schwung- und Standphase. Genauer gesagt wird der Einzelstütz bzw. die Schwungphase des gegenüberliegenden Beins länger und die Doppelstandphasen werden

kürzer. Umgekehrt verlängern sich Schwung- und Standphase, wenn die Geschwindigkeit langsamer wird. Hier vergrößert sich der Standphasenanteil.

Ein weiterer berechneter Parameter stellt die **Kadenz** dar. Sie ist umgekehrt proportional zur **Schrittfrequenz** und bezeichnet die Anzahl der Schritte/Minute.

Räumliche Parameter

Die **Schrittlänge** ist ein räumlicher Parameter. Sie ist der Abstand zwischen dem geometrischen Fersenpunkt des momentanen Schrittes und dem vorherigen Schritt des gegenüberliegenden Fußes.

2.3.2 Gang mit einer Prothese

Der Gang der erhaltenen Extremität eines Amputierten ist dem eines Gesunden sehr ähnlich. Betrachtet man jedoch das Gangbild der prothetischen Seite eines an der unteren Extremität amputierten Patienten und vergleicht es mit dem von Perry beschriebenen „Physiologischen Gangbild“, so erkennt man auf mehreren Ebenen verschiedene Abweichungen. Das liegt daran, dass die Hüftmuskeln eines unilateralen Prothesenträgers nicht direkt mit dem Schaft bzw. mit den PASTEILEN der Prothese verbunden sind und deshalb die Kraft von und zu der Prothese transferiert werden muss, um das Bein bewegen zu können. Die Kräfte der Muskeln, die die Hüfte stabilisieren sollen (Flexoren und Abduktoren), werden auf Grund der veränderten Geometrie und des veränderten Volumens modifiziert. Dabei hängt der Grad der Atrophie der Muskeln auf der nicht erhaltenen Seite von der Länge des Stumpfes ab. Auch die natürliche Muskelkontrolle zur Stabilisation des Kniegelenkes fehlt und die Knieflexion und –extension muss nun von den Muskeln der Beckens und des Oberschenkels eingeleitet werden.

Wichtig ist zu beachten, dass manche Veränderungen im Gang mit einer Prothese durch die Kompensation des schwierigen Ganges mit einer Prothese und durch die verminderte Kraft der Hüftmuskulatur ausgelöst werden.

Es handelt sich um ein Thema, mit dem sich schon viele Autoren beschäftigt haben und das nun erläutert werden soll.

2.3.2.1 Änderungen im Gangbild

Teilt man den Gangzyklus wieder in zwei Teile, so fällt auf, dass die aufeinanderfolgenden **Schwung-** und **Standphasen** von ungleich langer Dauer sind. Während die Standphase auf der Seite des erhaltenen Beines länger ist, ist die Schwungphase auf der amputierten Seite von längerer Dauer. Die Schwungphase des erhaltenen Beins wird damit kürzer. Genauer gesagt stehen amputierte Patienten im Durchschnitt mit 63 % etwas länger auf dem erhaltenen Bein als auf ihrem amputierten Bein (58 %). Die Länge der Standphase wächst dabei mit schrumpfender Stumpflänge (Jaegers et al., 1995). Nach Boonstra et al. (1994) ist eine verlängerte Schwungphase des Prothesenkniees sogar die größte Limitation des Ganges eines Prothesengänger. Er beschreibt eine Verlängerung des Schwingens von 36 %. Vrieling et al. (2008) fanden allerdings heraus, dass der verlängerte Einzelstütz des erhaltenen Beines die Balancekontrolle nicht ernsthaft gefährdet.

Die **Schrittzeit** des erhaltenen Beins wird ebenfalls kürzer.

Die Gründe für die ungleiche Belastung werden in ganz unterschiedlichen Ursachen gesucht (Jaeger et al., 1995). Es werden veränderte Funktionen der Hüftmuskulatur sowie der des Kniees und Knöchels angegeben. Der Amputierte versucht so wenig wie möglich Zeit auf seiner nicht-erhaltenen Seite zu verbringen. Auf der einen Seite möchte er das weiche Gewebe des Stumpfes schützen, das nicht dazu geeignet ist Lasten zu tragen, auf der andere Seite wird der Prothese nicht so viel Vertrauen entgegen gebracht, wie dem erhaltenen Bein. Ein weiterer Grund ist, dass sich der Schwerpunkt des Amputierten während der Standphase näher am erhaltenen Bein befindet als an der Prothese. Daher wird er auch während des Gehens, mehr Körpergewicht über dem intakten Bein platzieren, was zu einer erhöhten Belastung führt (Nolan et al., 2003). Bei guter Schaftqualität und angemessener Einstellung der Prothese gleichen sich die Zeiten allerdings immer mehr an. Eine vermehrte Verschiebung des Körperschwerpunktes auf der amputierten Seite in der Standphase kann durch die Abwesenheit der

Knieflexion bei Beginn der Gewichtsbelastung erklärt werden (Detrembleur et al., 2005).

Außerdem treten einige Amputierte bei normaler Geschwindigkeit mit dem intakten Fuß etwas früher auf als mit dem Prothesenfuß. Daraus resultiert eine leicht verlängerte Doppelstandphase des erhaltenen Beins, die wahrscheinlich auf Grund der fehlenden Vorwärtsbewegung der Prothese zustande kommt. Im Gegensatz dazu sind die Doppelstandphasen beider Beine bei erhöhter Geschwindigkeit annähernd gleich (Jaegers et al., 1995).

Einen weiteren Erklärungsansatz liefert die Betrachtung der veränderten Masse und Trägheitseigenschaften der Prothese. Die Prothese kann dabei als Pendelmechanismus gesehen werden. Dieser Sachverhalt wird in Kapitel 1.5.1 noch näher erörtert.

Bei genauerer Betrachtung des Gangzyklus und Unterteilung in die acht Phasen (siehe Kapitel 2.3.1.1), fällt auf, dass Amputierte im Vergleich zu Nicht-Amputierten eine vermehrt sagittale Bewegung der Hüfte auf der amputierten Seite ausführen. Manche Patienten, besonders die, die mit einer Prothese ohne spezielle Kniegelenksmechanismen versorgt sind, zeigen am Beginn der **Standphase**, in der Phase des Fersenauftritts, eine konzentrische Extension der Hüfte, um eine Stabilität gegen das Wegknicken (Flexion des Knies) sicherstellen zu können. Weiterhin kann die Stabilität durch den Prothesenaufbau und die Wahl des Kniepassteils gewonnen werden. Der Amputierte selbst lässt in den ersten 30 – 40% der Standphase keine Flexion des Kniegelenkes zu. Der Vektor der Bodenreaktionskraft verschiebt sich dadurch vor den Kniedrehpunkt. Neben der Sicherung des Wegknickens des Knies ist die Erhaltung der Stabilität der Standphase von Bedeutung.

Die Phase des Fersenauftritts kann mit einer Prothese gut wiederhergestellt werden. Wenn das prothetische Knie in der Extension gesperrt ist, kann es in der frühen Standphase nicht beugen. Es ist zu bemerken, dass das prothetische Bein im Vergleich zu einem Gesunden in der Standphase nur 50% der Muskelarbeit zeigt und eine Reduktion der Energieabsorption der Knieextensoren und der Energiegeneration des Prothetischen Fußes beobachtet werden kann (Czerniecki et al., 1994).

In der nachfolgenden Phase des Fußsohlenvollkontaktes wird das Bein belastet. Dynamisch ausgelegte Prothesenfüße simulieren die Funktion des

gesunden Fußes durch elastische Elemente wie ein Schaumpolster oder eine Blattfeder. Die Feder reduziert dabei den Auftrittstoß und unterstützt in der Folge die Vorwärtsbewegung. Gelenkfüße haben in der Regel einen geringen Widerstand bei der Plantarflexion und führen so zu einem schnellen Kontakt des Vorfußes. So wird zwar auf der einen Seite mehr Stabilität im Auftritt bewirkt, aber auf der anderen Seite die Vorwärtsbewegung verzögert, sodass diese Füße bei Patienten mit einem ausgeprägten Sicherheitsbedürfnis verwendet werden. In der Standphase erfordern die meisten Prothesen ein durchgestrecktes Knie. Das führt zum einen zu einem erhöhten Auftrittsstoß, zum anderen macht der Körperschwerpunkt eine Aufwärtsbewegung und erfordert somit eine zusätzlich benötigte Energie. Bei vielen Amputierten ist die Kniestreckung der folgenden Seite reduziert, was eine Positionierung des Körpers hinter dem führenden Bein verhindert. Als Mechanismus für diese Entwicklung der modernen Prothesenkniegelenke gibt es zwei Möglichkeiten: 1.) *bouncing*, die limitierten Knieflexion unter Belastung und 2.) *yielding*, eine unlimitierte, aber gedämpfte Knieflexion unter Belastung. Yielding und bouncing imitieren so die Eigenschaften des normalen Ganges, z.B. die Knieflexion während der Belastungsantwort zu Beginn der Standphase (Wühr et al., 2007). Bei solchen Kniegelenken wird der fehlende M. quadriceps femoris ebenfalls durch eine Feder ersetzt. In der gesamten Phase des Doppelstandes kann in der führenden nicht-erhaltenen Extremität eine kleine Verlagerung des posterioren Druckzentrums beobachtet werden, da das folgende erhaltene Bein bei der Ausführung der Haltungskontrolle mitwirkt.

Die Mittlere Standphase kann durch prothetische Fußkonstruktionen mit festem Knöchel und Blattfeder als Vorfuß gut umgesetzt werden. Bei einem Prothesenkniegelenk, das eine Standphasenflexion zulässt, wandert die Wirkungslinie der Bodenreaktionskraft bei der Bewegung über die Prothese sehr zügig in frontaler Richtung, wodurch eine plötzliche Strecktendenz des Gelenks resultiert. Diese Standphasenextension muss gedämpft werden. Desweiteren ist hier absolute Stabilität gefragt, da sich das erhaltene Bein in der Schwungphase befindet. Beim Einzelstütz im Übergang auf das amputierte Bein befindet sich dabei das Druckzentrum der erhaltenen Seite in der Nähe des Vorfußes.

Bei der Fersenablösung wird die Ferse vom Boden abgehoben und der Körperschwerpunkt nach vorne verlagert. Der Patient möchte diese Beugung mit den Hüftflexoren einleiten; die Beugemuskulatur des Knies ist nicht mehr existent. Daher erfolgt die Beugung nur infolge der Reaktionskräfte, die durch mehrere Faktoren behindert werden können: Zum einen wandert der Bodenunterstützungspunkt in dieser Phase zum Vorfuß. Dabei wird ein Moment durch den Vorfußhebel generiert, der gegen die Flexion des Knies wirkt, zum anderen kann auch die Mechanik, die die Prothese in der Standphase stabilisiert, die Beugung verhindern. In der Vergangenheit wurden hierfür Konstruktionen eingesetzt, die bei Vorfußbelastung ihre Stabilität verloren (Dietl et al., 1998). Sie können allerdings nicht bei Patienten mit erhöhtem Sicherheitsbedürfnis eingesetzt werden. Heute gibt es neue Kniegelenkskonstruktionen, wie z.B. das C-leg, die sich durch computergesteuerte Mechanismen auszeichnen. Außerdem kann die Schwungphasensteuerung die Flexion verhindern. Während physiologisch die Kniebeugung kurz vor Ende der Belastung erfolgt und der Fuß abgerollt wird (Plantarflexion), fehlt den Amputierten dieser Mechanismus. Die Plantarflexion wird von dynamischen Füßen durch das Rückfedern des Vorfußes nachgeahmt. Sie gibt nun die in der vorhergehenden Gangphase gespeicherte Energie frei. Eine optimal dimensionierte Feder trägt auf diese Weise zum Vortrieb bei und reduziert den Energieverbrauch des Patienten. Auch beugen die Patienten ihr Knie erst unmittelbar vor dem Zehenstoß. Kurz bevor der Zeh abgehoben wird, rotiert das Becken nach hinten und die Extension der Hüfte auf der amputierten Seite vergrößert sich (ausgenommen sind Amputierte mit einer extrem kurzen Stumpflänge) (Jaegers et al., 1995). Anschließend tritt bei Personen mit einem kurzen oder mittellangem Stumpf ein abrupter Wandel von der Extension zur Flexion des Oberschenkels auf. Das bedeutet, dass die Winkelgeschwindigkeit am Beginn der Schwungphase ansteigt. Die Hüftflexion hat dabei trotz des niedrigeren Prothesengewichts die gleiche Stärke wie sonst, um den Abstoß der amputierten Seite zu vermindern. Sie dient dazu, das Bein aktiv nach vorne oben zu ziehen und so die Eröffnung der Schwungphase der Prothese zu unterstützen. Dabei ist die muskuläre Arbeit, die hierfür notwendig ist, mit der der erhaltenen Seite vergleichbar. Die Hüftextension der erhaltenen Seite ist dabei nebensächlich gering. Die Ursache sieht van der Linden et al. [1999] im Ergebnis einer relativ erhöhten

horizontalen Komponente der Bodenreaktionskraft im Gegensatz zum normalen Gang und/ oder im frühen Beginn der Plantarflexion des gesunden Fußknöchels, die eine stärkere anteriore Position des Druckzentrums bewirkt. Es kann beobachtet werden, dass der prothetische Fuß (hier der Prothesenfuß von Seattle) dabei nur 20 % der Arbeit eines gesunden Gehers verrichtet und lediglich einen Bewegungsumfang von 7° zeigt (Seroussi et al., 1996). Der Grund der Amputation hat dabei sowohl beim erhaltenen als auch beim amputierten Bein einen unterschiedlichen Einfluss auf die Kraft des Abstoßes. Er ist bei Patienten mit einer vaskulären Ursache schlechter als bei Amputation nach Trauma (Rietman et al., 2002, zit. n. Hermodsson et al., 1994, Torburn et al., 1995).

Die **Schwungphase** ist von aktiven und passiven Kontrollmechanismen sowie von den mechanischen Gegebenheiten der Prothese abhängig. Die aktiven Mechanismen entstehen aus der Kontraktion der Muskeln, die die Hüfte der amputierten Extremität überkreuzen und den Bahnkurven der Hüfte. Am Anfang der Schwungphase, der Beschleunigung, kann die natürliche Kniebewegung durch die passive Kontrolle in Form von pneumatischen oder hydraulischen Schwungphasensteuerungen simuliert werden. Die Zeitkurve des Fußgelenkwinkels entspricht hier nicht dem normalen Gangbild.

Um die Schwungphase einzuleiten und den benötigten Bodenabstand des Prothesenbeins sicherzustellen, geht das erhaltene Bein früher und stärker in die Plantarflexion. Im Mittelstand fehlt dann eine klare Phase der Dorsalflexion (van der Linden et al, 1999). Die Mittlere Schwungphase kann dagegen von den meisten Prothesenkniegelenken gut simuliert werden. Bei Gesunden wird der Knöchel dorsalflektiert, um in der Folge beim Durchschwingen des Unterschenkels für die nötige Bodenfreiheit zu sorgen. Diese Funktion ist nur bei einigen wenigen Prothesenknieen direkt umgesetzt. Indirekt kommt es bei polyzentrischen Gelenken zu einer scheinbaren Verkürzung des Unterschenkels bei der Flexion. Das vergrößert zwar die Bodenfreiheit beim Durchschwingen, wirkt sich aber negativ aus, da die Verkürzung des Unterschenkels in der Schwungphase die Vorwärtsbewegung stört. Das muss durch eine erhöhte Aktivität der Hüftbeugemuskulatur zur Vorbereitung der Schwungphase ausgeglichen werden. In der Regel muss der Patient allerdings die fehlende Dorsalflexion durch ein übermäßiges Anheben der

Hüfte ausgleichen. Das stört den Gangrhythmus und kostet zusätzliche Energie.

Am Ende der Schwungphase (Verzögerung) wird das Prothesenknie von einigen Patienten mehr gebeugt als von Gesunden, da die Amputierten vermutlich die Extension des Knies beschleunigen wollen, um zum einen ein stabiles Kniegelenk für den Fersenauftritt sicherzustellen und zum anderen die Schrittlänge zu verlängern. Da es bei einer Prothese zu keiner Rückfederung des Knies kommt, bleibt auch die Rückfederung der Hüfte nach dem Fersenauftritt aus. Diese verminderte Kniestreckung während der Schwungphase entsteht auf Grund der langsameren Gehgeschwindigkeit und dem Typ und der Ausrichtung des Prothesenkniees. Hydraulisch gedämpfte Kniegelenke absorbieren hier die Energie, die bei der Rotation des Schaftes frei geworden ist, um mit dieser die terminale Knieextension zu kontrollieren, die der einer gesunden Person entspricht (zit. n. Gitter et al, 1995). Das erhaltene Knie eines Amputierten zeigt nach dem Fersenauftritt dagegen eine kleine Flexion. Es verbleibt während der ganzen Standphase in dieser Position und führt dadurch in der erhaltenen Hüfte zu einer kleinen Rückfederung. Manche Prothesenträger erhöhen zur Stabilisierung der Prothese die Aktivität der Hüftstreckmuskulatur.

Auch der Übergang vom Gehen in den Stand, der als **Gangabschluss** bezeichnet wird, stellt für einen Amputierten auf Grund des Verlustes von Muskeln, Gelenken und Nerven eine Herausforderung dar. Im Vergleich zum normalen Gehen verlangt der Gangabschluss eine größere Kontrolle der Haltungsstabilität und macht eine komplexe Integration und Kooperation des neuromuskulären Systems erforderlich. Um einen Gang sicher abzuschließen, muss die Vorwärtsbewegung des Körpers verlangsamt werden, damit eine stabile aufrechte Position erreicht werden kann. Außerdem vergrößert sich in dieser Phase die Bremsung der Bodenreaktionskraft. Eine hohe Aktivität der Soleusmuskeln und eine reduzierte Aktivität des M. tibialis anterior der führenden Seite bringen den Fuß flach zum Boden. Die Vasti des Femurs und Gluteus medius Muskeln sind aktiv, um das Knie zu beugen und den Rumpf davor zu schützen, sich nach vorne zu kippen. Auf der Seite des folgenden Beins steigern die Mm. tibialis anterior, biceps femoris und gluteus medius ihre Aktivität, damit der Körper nach unten hinten gebracht werden kann. So bewegen die Muskeln den Druckpunkt nach vorne und halten den

Massenschwerpunkt hinter der führenden Seite. Die Stabilitätsanforderungen müssen eingehalten werden. Dabei hat das führende Bein die Aufgabe eine stabile „Landeposition“ zu schaffen.

Beim Gangabschluss sind eine suffiziente Bodenreaktionskraft in anteriorer-posteriorer Richtung und eine Verschiebung des Druckpunktes nach anterior die wichtigste Voraussetzung. Amputierte können aber nur eine verringerte Bodenreaktionskraft aufbringen. Diese ist etwa um 50% reduziert. In der führenden amputierten Extremität verbleibt das Druckzentrum in der Nähe der Ferse, während es sich in einem folgenden amputierten Bein nach vorne verschiebt. Das mediolaterale Druckzentrum wächst auf Grund von verminderter Balancekontrolle und vergrößerter Schritt- oder Standweite dagegen an (Dietl et al., 1998, Vrieling et al., 2008).

2.3.2.2 Asymmetrie

Das Gangbild eines Oberschenkelamputierten ist im Bezug auf die zeitlichen Parameter asymmetrisch, das heißt durch die oben beschriebenen Veränderungen in der Dauer der Schwung- und Standphase kommt es zu einer Asymmetrie des Gangbildes. Diese ist von der Gehgeschwindigkeit abhängig. Je schneller sich ein Patient fortbewegt, desto niedriger ist die Asymmetrie (Jaegers et al., 1995).

Die Asymmetrie lässt sich bei vielen Amputierten im Bewegungsumfang von Hüfte und Knie (Boonstra et al., 1994), sowie in der Körperhaltung feststellen. Nach Jaegers weisen manche Patienten in der Standphase der Prothese eine stärkere laterale Flexion zur prothetischen Seite auf. In der Schwungphase kommt es zu einer massiven Adduktion, die auf Grund der Schwäche der Abduktoren nötig ist (Bae et al., 2009).

Bei einer komfortablen Gehgeschwindigkeit ist der Bewegungsumfang der Hüfte auf der amputierten Seite bei einem überwiegenden Teil von Amputierten sowohl in Ab- und Adduktion als auch in Flexion und Extension mit 80 % geringer als auf der erhaltenen Seite. In einem kleineren Teil des in der dortigen Studie untersuchten Kollektivs auf 120% erhöht (Boonstra et al., 1994). Es besteht eine Beziehung zwischen der lateralen Krümmung des Rumpfes und der insuffizienten Funktion der Hüftabduktoren: Wenn Patienten mit einer maximalen Krümmung des Rumpfes gehen, dann haben alle eine

fortgeschrittene Atrophie der Hüftabduktoren und einen niedrigen maximales isometrischen Drehmoment. Eine Korrelation zwischen der Rumpfkrümmung und der Schrittlänge oder dem Bewegungsumfang von Hüftextension und –flexion und Stumpflänge bzw. Schaftform gibt es dagegen nicht. Aus der klinischen Erfahrung heraus sieht Boonstra et al. [1994] die laterale Krümmung aber eher bei Patienten mit kurzer Stumpflänge, die eine größere Schwankung des Rumpfes ausgleichen. Weiterhin kann eine kleinere Beckenschiefelage beobachtet werden. Die Bewegung des Knies ist ebenfalls bei vielen Amputierten asymmetrisch. Auch hier ist der Bewegungsumfang der prothetischen Seite in Knieextension und –flexion auf 80 vermindert bzw. 120 % erhöht. Dieser Effekt korreliert mit der Geschwindigkeit.

Während Jaegers et al. [1995] die Stumpflänge des Patienten für das Ausmaß der Asymmetrie verantwortlich machen und van der Linden et al. [1999] die Art des Prothesenfußes als möglichen Auslöser sehen, verfolgen Burkett et al. [2001] einen weiteren Ansatz. Ein besseres Zusammenspiel von Prothese und Amputierten würde die Adaptationsmechanismen reduzieren, die Symmetrie, Gleichmäßigkeit und Effizienz des Ganges verbessern. Die Länge des Stumpfes sei dabei festgelegt. Sie sehen dagegen die *Höhe der Prothesenknieachse* als einen Modulator der Asymmetrie. In ihren Augen ist die Prothese ein externer mechanischer Apparat, der gekürzt, verlängert und anderweitig verändert werden kann. Traditionell wird die Achse des Prothesenkniees unter ästhetischen Gesichtspunkten angefertigt, um eine anatomische Anatomie bereitzustellen. Wenn der Patient sich hinsetzt, stimmt das prothetische Knie mit dem anatomischen Knie überein, führt aber wie oben schon beschrieben, zu funktionellen Defiziten. Werden aber die Trägheitseigenschaften der Prothese optimiert, indem die Knieachse (durchschnittlich um 17,5 cm) gesenkt wird, dann verbessert sich zum einen die Geschwindigkeit des Extensionswinkels des prothetischen Knies, wodurch die längere Schwungphase reduziert und die Laufgeschwindigkeit um durchschnittlich 26% erhöht wird; zum anderen sind die Amputierten in der Lage zu adaptieren und auf ihren spezifischen Prothesen zu rennen. Desweiteren verbessern sich der Symmetrie-Index und die belastenden und abstoßenden Kräfte. Dieses kann den verbesserten symmetrischen Geschwindigkeiten zugeordnet werden und vergrößert das subjektive Vertrauen der Prothesenträger. Probleme treten jedoch in den täglichen

Aktivitäten des Lebens wie z.B. das Sitzen auf einem Stuhl auf, da die Länge des prothetischen Oberschenkels sich vergrößert hat. Auch die Limitationen die das Prothesenbein (im Einzelnen der prothetische Fuß) in der Aufnahme und dem Freilassen von Energie hat, kann durch eine gesenkte Knieachse nicht behoben werden. Die Autoren beschreiben außerdem, dass u.a. die Asymmetrie und die langsamere Gehgeschwindigkeit verbessert werden kann, wenn anstelle eines Knies, das die Schwungphase mechanisch kontrolliert ein pneumatisches Prothesenknie genutzt wird.

Ein großer Einfluss wird in der Winkelverschiebung des Oberschenkels auf der prothetischen Seite, der Gelenkpfanne und ebenfalls des Prothesenfußes gesehen (zit. n. Yang et al., 1991).

Boonstra et al. fanden zusätzlich heraus, dass die Asymmetrie auch von der Art des Prothesenkniegelenkes abhängt. Ein Teh Lin zeigt während des Gehens mehr Symmetrie als z. B das Otto Bock 3R20.

2.3.2.3 Geschwindigkeit

Die normale Gehgeschwindigkeit beträgt etwa 4-5 km/h. Amputierte Patienten können diese Geschwindigkeit in der Regel nicht aufrecht erhalten und gehen im Vergleich zu gesunden Menschen mit einer 29 % niedrigeren normalen, komfortablen Geschwindigkeit. Diese variiert stark von Patient zu Patient und liegt durchschnittlich bei 1,04 m/ Sec (zwischen 0,71 und 1,30 m/ Sec). Steigern die Amputierten ihre Geschwindigkeit, so sind sie nur noch 11% langsamer. Gerade ältere Patienten weisen eine langsame Gehgeschwindigkeit auf und nehmen meisten Unterarmgehstützen zur Hilfe.

Während es eine positive Korrelation zwischen Gehgeschwindigkeit und Extension bzw. Flexion der Hüfte gibt, korrelieren Alter, Schritt- und Stumpflänge nicht mit einander (Jaegers et al., 1995, Boonstra et al., 1994).

Die Geschwindigkeit hängt dabei u.a. vom Prothesenkniegelenk ab: ein Knie mit einer pneumatisch kontrollierten Schwungphase (z.B. Ottobock 3R20) erlaubt Amputierten eine höhere Gehgeschwindigkeit und wird von Patienten bevorzugt. Die normale, komfortable Geschwindigkeit ist im Vergleich zu anderen Kniegelenken unverändert (Boonstra et al., 1994).

Vrieling et al. [2008] stellten außerdem fest, dass die Geschwindigkeit bei Gehbeginn auf Grund einer erniedrigten anterioren Bodenreaktionskraft vermindert ist. Die Wahl des führenden Beines spielt dabei auf Grund des vergrößerten propulsiven Effektes, der als Adaptationsstrategie genutzt wird, keine Rolle. Dennoch ist es für Amputierte von Vorteil den Gang mit der nicht-erhaltenen Seite zu beginnen (das folgende erhaltene Bein macht den größten Teil der anterioren Bodenreaktionskraft aus, das posteriore Druckzentrum kommt sowohl in der Doppelstandphase als auch im Einzelstütz vor und das Körpergewicht wird im Doppelstand auf die erhaltene Seite übertragen).

Bei gesunden Menschen steigert sich bei höheren Gehgeschwindigkeiten sowohl die Anzahl der Schritte als auch ihre Länge. Im Unterschied dazu gleichen Amputierte eine höhere oder niedrigere Geschwindigkeit eher durch ihre Schrittlänge als durch die Schrittzahl aus. Prothesenträger mit einer höheren komfortablen Gehgeschwindigkeit haben eine kleinere Schrittlänge als solche mit einer niedrigen komfortablen Gehgeschwindigkeit.

Die Dauer von Schwung- und Standphase, sowie die der Schrittzeit sind von der Gehgeschwindigkeit des Amputierten abhängig. Um auch bei erhöhten Geschwindigkeiten eine symmetrische Schrittzeit aufrecht erhalten zu können und eine schnelle Fortbewegung sicher zustellen, verringern Amputierte die Asymmetrie der Zeit, speziell der Schwungphase, während die Asymmetrie der Belastung ansteigt: Geht der Amputierte schneller als normal, so werden die oben genannten Parameter verkürzt. Die Geschwindigkeit wirkt sich bei der Prothese besonders auf die Schrittzeit und die Schwungphase aus, während in der Standphase eher das erhaltene Bein betroffen ist. Vergrößert sich die Geschwindigkeit, wächst außerdem auf Grund der nötigen Beschleunigung des Körpers, die vertikale Bodenreaktionskraft des intakten Beins an. Amputierte beschleunigen also bei vergrößerter Geschwindigkeit mehr, wenn sie mit ihrem erhaltenen Bein auftreten.

Die **Kadenz** ist bei Prothesenträgern typischerweise verringert. Dieser Unterschied entsteht durch einen Teilverlust an Kinetischer Energie, Veränderungen in der muskulären Symmetrie und Verlust der Koordination und Balance, nicht aber durch die Masse der Prothese (Friel, 2005)

Trotz der langsameren Geschwindigkeit ist die **Weite eines Schrittes** größer als bei Personen mit zwei erhaltenen Beinen und variiert zwischen 18 und 30 cm. Im Vergleich dazu beträgt die Schrittlänge bei gesunden Personen etwa 16 cm. Dabei korreliert die Schrittlänge sowohl mit dem Bewegungsumfang der Hüfte in Extension und Flexion sowie der Körpergröße.

2.4 Der Aspekt des Gewichts der Prothese

2.4.1 Physikalische Modellvorstellungen

Effektive Länge und dynamische Aspekte

Der Mechanismus des Gehens kann mit dem eines invertierten Pendels verglichen werden. Es kann in der folgenden Formel der **Frequenz des Idealen Pendels** abgeleitet werden. Diese lautet:

$$f = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{g}{l}}$$

Anhand dieser Formel ist zu erkennen, dass die natürliche Frequenz eines Pendels nur von der Lokalisation des Masseschwerpunktes bestimmt wird. Veränderungen der Masse ohne Veränderungen des Masseschwerpunktes führen nicht zu einer veränderten natürlichen Frequenz des Pendels.

Bei einem **physikalischen Pendel** handelt es sich um ein reales Pendel endlicher Masseausdehnung, wie man es z.B. von einer Pendeluhr kennt. Zur rechnerischen Behandlung benutzt man aber das **Mathematische Pendel**. Es ist als ein Massepunkt definiert, der eine feste Entfernung, die Pendellänge l , von einem Aufhängepunkt hat, im Übrigen aber frei beweglich ist. Jede waagerechte Gerade durch diesen Aufhängepunkt ist eine mögliche Achse für die Schwingungen des mathematischen Pendels. Am besten angenähert wird es durch eine kleine, aber nicht zu leichte Kugel, die an einem dünnen Faden aufgehängt ist.

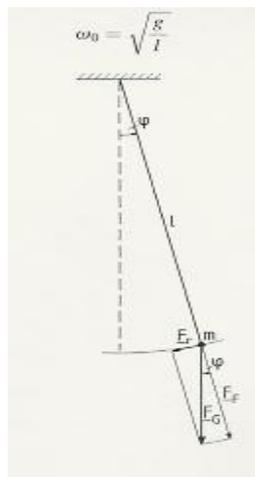


Abb.6: Modell des Mathematischen Pendels

Die **Schwingungsdauer** wird durch

$$T = 2\pi \sqrt{\frac{l}{g}}$$

angegeben. Dabei ist l (m) der Abstand zwischen Drehpunkt und Schwerpunkt des Pendels und g (m/ Sec²) die Gravitationskonstante. Wie in der oben genannten Formel zu erkennen ist, hängt die Schwingungsdauer nicht von der Größe der Masse ab, sondern von der Lokalisation des Masseschwerpunktes ab, sodass Variationen der effektive Länge l zu einer Veränderung der Schwingungsdauer führen.

Das Trägheitsmoment ist nach dem **Steinerschen Satz**

$$I = I_s + mR_s^2,$$

also die Summe aus I_s (kg x m²), dem Trägheitsmoment um die Parallelachse der Drehachse durch den Schwerpunkt und mR_s^2 , dem Trägheitsmoment des mathematischen Pendels der Masse m (kg) und der Länge R_s (m). R_s stellt dabei den Abstand zwischen Schwerpunkt und der Aufhängung der Achse dar. Wie man erkennen kann, führt sowohl eine Vergrößerung der Masse als auch eine Verlängerung des Abstandes zu einer Zunahme des Trägheitsmomentes. Ein modifiziertes Trägheitsmoment hat dadurch Einfluss auf dynamische Effekte, da es zu einer Veränderung der zur Beschleunigung bzw. Abbremsung nötigen Kräfte führt.

Holt et al. vermuteten, dass die Anforderungen an die Muskelkraft während des Gehens mit der Pendelfrequenz in der Eigenfrequenz minimal sind und fanden eine strenge Korrelation zwischen Schritt- und Pendelfrequenz. Die Ökonomie des Ganges ist dann maximal, wenn die Schrittfrequenz die gleiche ist, wie die natürliche Frequenz des Beines. Die natürliche Frequenz des Pendels oder die Kadenz des Ganges hängt von der Masseverteilung ab. Ein zu schweres Bein ist deshalb wie ein Glockenschlag, der seinem Träger den Pendelrhythmus aufzwingt (Bieringer, 2007). Von klinischer Bedeutung ist also, dass eine nicht optimale Masse oder Masseverteilung des Prothesenbeins die natürliche Schwungperiode des Beins ungünstig beeinflusst und somit zu einer steigenden Arbeit führt, um das Bein durch die Schwungphase zu befördern.

2.4.2 Literaturübersicht – Klinische Untersuchungen -

Seit den Tagen von Ambroise Paré (1580), ist die Masse und Massenverteilung ein wichtiger Aspekt bei der Entwicklung von Prothesen der Unteren Extremität.

Die berühmte Prothese von Paré wurde aus Stahl gefertigt und wog sieben Kilogramm. Im 17. Jahrhundert wurden Leder und Holz die wichtigsten Materialien, später folgte Aluminium. Den Erfolg des leichten und kräftigen Materials kann aus der häufigen Nutzung auch noch in der heutigen Zeit gefolgert werden. Auf Grund der schnellen Entwicklung von modernem Plastik am Anfang des 20. Jahrhundert ist es heutzutage möglich, eine Prothese mit einem Gewicht von unter zwei Kilogramm zu fertigen. Leichtgewichtige Komponenten (Knie, „Rohre“, Verbindungsstücke), die für eine typische Oberschenkelprothese verwendet werden, konnten das Prothesengewicht von 1503 g auf 1054 g verringern. Es handelt sich um eine 30 %ige Reduktion (Fuß, Schaft und Kosmetischer Überzug nicht enthalten), die aber einen Anstieg der Kosten von 57% mit sich brachte.

Mit der Absicht den Energieverbrauch und den Aufwand der Muskelkraft zu verringern, entwickeln fast alle Prothesenbauer leichte Prothesenpassteile, die in der Regel auf modernen Materialien wie Titan, „Flugzeug“ Aluminiumlegierungen und durch Karbonfasern verstärktes Plastik bestehen. Eine heutige Oberschenkelprothese hat dadurch im Durchschnitt mit einem hydraulischen Kniegelenk etwa ein Drittel des Gewichtes des gesunden Beins.

Seither haben sich viele Autoren mit diesem Thema beschäftigt. Bemerkenswert ist jedoch, dass es bis heute keine Standards für die optimale Masse einer Oberschenkelprothese gibt und die finale Masse letztendlich eher auf den verfügbaren Materialien als auf Fertigungskriterien beruht (van de Veen, 1987, Meikle et al., 2003).

Gibt es ein Gewichtsoptimum?

Ist eine Prothese zu leicht, mag der Amputierte diese in der Regel nicht. Die meisten künstlichen Beine sind für den Begriff einer Durchschnittsperson zu schwer, sodass die Versorgung mit einer leichteren Prothese angestrebt wird. *Das Problem ist aber, dass auf der einen Seite ein Amputierter mit einer zu leichten Prothese am Ende der Schwungphase zu wenig kinetische Energie*

entwickelt, um die Geschwindigkeit des Körpers aufrecht erhalten zu können, auf der anderen Seite aber ein zu schweres Bein mehr Energie erfordert, um die Schwungphase beginnen zu können. Das liegt daran, dass die Vorwärtsgeschwindigkeit beim Standbein in der letzten Hälfte der Standphase ansteigt, während die Geschwindigkeit des Schwungbeins auf annähernd Null abgebremst wird. Die Energie, die nötig ist, um eine gesteigerte Geschwindigkeit des Körpers vorzunehmen, stammt nicht aus einem kraftvolleren Fersenabstoß durch die Wadenmuskulatur, sondern aus der Verlangsamung des Schwungbeins (zit. n. Dillingham et al., 1992). Eine ideale Prothese müsste also leicht sein, wenn die Schwungphase beginnt und bis zu ihrem Ende an Gewicht zunehmen. Da eine Prothese aber ihr Gewicht nicht ändern kann, muss ein Gewichtskompromiss gefunden werden. Inman et al. [1966] bezifferte ihn auf etwa 6,5 - 7 kg beträgt.

2.4.2.1 Auswirkungen durch eine veränderte Masse

In mehreren Studien wurde die Wirkung von Masse und Masseverteilung auf die Prothese eines Oberschenkelamputierten untersucht. Hierzu wurden – wie im Folgenden beschrieben - verschiedene Gewichte an unterschiedlichen Stellen der Prothese angebracht und diverse Parameter betrachtet.

1. Auswirkung auf die Gangparameter

Mehrere Studien weisen darauf hin, dass Veränderungen der segmentalen Trägheitseigenschaften der Prothese wie Masse, Lokalisation des Schwerpunktes und der Trägheitsmoment den Gang eines Oberschenkelamputierten beeinflussen. Untersucht ist dabei, dass eine Veränderung der Trägheitseigenschaften von Schaft und Fuß einen starken Einfluss auf die Schwungphase aber nur einen geringen Einfluss auf die Beinfunktion in der Standphase haben (Beck et al., 1994). Tashman et al. [1985] verglichen den Gang eines Oberschenkelamputierten, indem sie das Trägheitsmoment verringerten und unterschiedliche Schäfte (jeweils 1,9 kg) mit Masseschwerpunkten jeweils 18,7 und 31,7 cm distal des Knies verwendeten. So konnte die Schwungphase des Pendels um 20 Sekunden bzw. 15 % reduziert werden. Während *Kadenz*, *Schrittlänge* und

Geschwindigkeit leicht zunahm, verkleinerten sich sowohl die *Schwungphasendauer* als auch die maximale Knieflexion. Die Schrittfrequenz zeigte keine signifikante Änderung und die *Gangsymmetrie* konnte verbessert werden.

Eine Vergrößerung der Masse der Prothese kann die kinematische Symmetrie verbessern (zit. n. Skinner et al., 1990). Eine zusätzliche Masse des Prothesenschaftes sowie eine Veränderung des Massenschwerpunktes und des Trägheitsmomentes auf annähernd normale Werte erzeugen eine verlängerte *Schrittlänge* und eine erhöhte *Gehgeschwindigkeit*, die mit einem vergrößerten Moment der Hüftmuskulatur einhergehen (zit. n. Menkveld et al., 1981). Hale et al. [1990] fanden dagegen heraus, dass bei einer größeren Gruppe von Oberschenkelamputierten (6) ein Anstieg einer am Prothesenschaft befestigten Masse von 1,33 auf 3,37 kg (= 100 % der Last des erhaltenen Beins) keinen signifikanten Anstieg auf die kinematischen Variablen des Schrittzyklus (Schrittfrequenz und –länge) hat und die Patienten auch bei höheren Gewichten in der Lage waren, die Schwungphase sowie eine selbst gewählte, freie Gehgeschwindigkeit konstant zu halten. Der Gang mag sich aber bei längerer Anwendung eines erhöhten Gewichtes verändern. Durch die gesteigerte Masse des Prothesenschafts wird die maximale Knieflexion in der Schwungphase verringert, während die Knieextension frühzeitig auftritt. Innerhalb der Belastung sind das Gravitationsmoment und das Schaftmoment, die für die Beschleunigung des Oberschenkels notwendig sind, die wichtigsten Einflussgrößen für die Beschleunigung des Schaftes und eine Knieflexion. Außerdem konnten weder Gitter et al. [1997] in ihrer Studie mit zehn Oberschenkelamputierten bei Anwendung unterschiedlicher Massen von 0,68 und 1,34 kg einen signifikanten Effekt auf Schrittfrequenz und –länge noch Skinner et al. einen signifikanten Effekt auf die Geschwindigkeit feststellen. Gitter fand außerdem heraus, dass eine zusätzliche Masse keinen signifikanten Effekt auf die Dauer bzw. Zeitanteile der Stand- bzw. Schwungphase der Amputierten hatte. Sie schlossen daraus, dass die Amputierten eine Optimierungsstrategie anwenden, um die Kinematik des Beins aktiv kontrollieren und die Schwungphase erhalten zu können. Dem Ergebnis schließen sich auch Meikle et al. [2003] und Czerniecki [1994] an. Meikle et al. [2003] untersuchten in ihrer Studie zehn auf Grund einer dysvaskulären Erkrankung ab dem Oberschenkel Amputierte. Ihre Patienten

waren alle über 50 Jahre alt und erhielten 14 cm unterhalb des Knies zusätzliche Gewichte von 150 g, 770 g und 1625 g. In einem 2-Minuten-Geh-Test konnte gezeigt werden, dass die in zwei Minuten zurückgelegte Distanz und somit die Gehgeschwindigkeit nicht signifikant von der Masse beeinflusst wurde. Von Czerniecki et al. wurden acht Patienten mit zusätzlichen Prothesengewichten von 0,68 und 1,34 kg untersucht und eine Prothese, die vorher im Durchschnitt 34 % des Gewichtes des erhaltenen Beins betragen hatte auf 73 % beschwert. Sie fanden heraus, dass Veränderungen der Masse des Prothesengewichts die Gangparameter nicht stark genug beeinflussten, als dass sie zu einer Abweichung der selbst gewählten Gehgeschwindigkeit führten.

Bei einem Anlegen von Lasten von 0,113 kg und 0,226 kg an den prothetischen Fuß konnte bei einer Studie von sechs Amputierten ebenfalls keine einheitlichen Effekte auf die *Schrittlänge*, *Standphase* oder die Rate der *Fersenablösung* verzeichnet werden. In dieser Studie wird der Prothesenfuß mit einem Anker verglichen (Godfrey et al., 1977).

Nach Karen Friel [2005] beträgt das Prothesengewicht etwa 30% des erhaltenen Beins. Das Prothesengewicht soll dabei nicht vorgeschrieben werden, sondern auf das individuelle Funktionslevel des Nutzers abgestimmt sein.

2. Auswirkung auf den Pendelmechanismus

Obwohl nach Meinung vieler Prothesendesigner eine Prothese möglichst leicht sein soll, weisen verschiedene Autoren darauf hin, dass das leichtere Gewicht keinen Vorteil für das Gangbild hat, da während der Schwungphase hauptsächlich eine Pendelbewegung erfolgt. Schwingt ein Pendel, so bestimmen die Trägheitseigenschaften seine Maximalgeschwindigkeit und Amplitude, während die Massenverteilung die Schwingungsdauer beeinflusst. Diese Modellvorstellung, dass eine zusätzliche proximale Masse die natürliche Pendelfrequenz erhöht, bedeutet, dass die Schwungphase des Prothesenbeins kürzer wird. Gleichzeitig werden aber bei gegebenem Drehmoment der Winkelausschlag und die Geschwindigkeit beim Durchschwingen verringert. Um den gleichen Ausschlag zu bewirken, ist ein größeres Drehmoment erforderlich. Umgekehrt verlängert eine distal angebrachte Masse die Dauer der Schwungphase. Eine zusätzliche Masse

hat also Einfluss auf die Schrittfrequenz und die Energiekosten, das ist der O_2 -Verbrauch pro kg Körpergewicht pro zurückgelegter Strecke (Selles et al., 1999): die Energiekosten steigen in jedem Fall durch ein Zusatzgewicht, je weiter distal desto stärker. Die Schrittdauer kann durch Masseverteilung verlängert oder verkürzt werden.

Andere Autoren haben komplexere Modelle eingeführt, in denen für das schwingende Bein ein Modell aus interagierenden, verbundenen, starren Segmenten – das Doppelpendel angenommen wird. Zitiert nach Mena et al. handelt es sich um ein Pendel, das für die Untere Extremität aus einem dreifach verbundenen Körper besteht: dem Oberschenkel, Unterschenkel und Fuß. Sie konnten bei normal Gehenden zeigen, dass eine reduzierte Trägheit des Beins, wie z.B. durch eine leichtgewichtige Prothese entstanden, in der Schwungphase zu einer veränderten Kinematik führt. Mena und seine Mitarbeiter studierten die Effekte von systematisch variierenden Teilmassen und Trägheitsmomenten in Schritten von 10% von Werten gesunder Personen, bei denen die Fersenablösung und die Bahnkurve der Hüfte konstant gehalten wurden. Es konnte gezeigt werden, dass Bahnkurven aller Segmente von den normalen Mustern abwichen. Gemäß Mena et al. ist deshalb eine leichtgewichtige Prothese weniger wünschenswert als eine schwerere Prothese, wobei eine Prothese, die die gleichen Trägheitseigenschaften hat wie ein gesundes Bein, am begehrtesten ist. Eine simulierte Beinbewegung reagierte auf ansteigende segmentale Trägheitseigenschaften weniger sensitiv als auf abnehmende. Aus diesen Ergebnissen wurde geschlossen, dass Oberschenkelamputierte eine fast normale Schwungbewegung ausführen könnten, wenn die Prothese normale anatomische Trägheitseigenschaften hätte (Tsai et al., 1986).

Liegt zusätzlich ein Gelenkdrehmoment vor, ist die Beziehung zwischen Trägheitsmomenten und Kinematik aber nicht so einfach, wie in einem Pendelmodell. Insgesamt kam man zu dem Schluss, dass eine schwerere Prothese einfacher zu kontrollieren sei als eine Leichtgewichtige. Tsai et al. nutzten ein, zweisegmentiges Modell, das aus Oberschenkel (Stumpf und Schaft) und Unterschenkel (prothetischer Unterschenkel und Fuß) besteht. Dazu wurden 1,5 kg sieben cm proximal des Schwerpunktes des Schaftes angebracht. Im Ergebnis zeigte sich, dass die Trägheitslast in ihrem Modell

einen starken Einfluss auf die Schwungphase des prothetischen Gangs hat und leichtgewichtige Prothesen größere Abweichungen zur normalen Kinematik zeigen als schwerere Modelle. Dabei wurde mit einer schwereren Prothese ein annähernd normaler Fersenauftritt erreicht. Außerdem resultiert eine proximal angebrachte (simulierte) Masse in einer normaleren Kinematik als eine distal angebrachte. Diesem Ergebnis schließen sich auch Beck et al. an. Sie entwickelten ein zweisegmentiges Modell der Schwungphase von Oberschenkelamputierten und zeigten dass, ein *schwereres* Prothesengewicht mit einem *proximalen* Massenschwerpunkt (zum Knie hin) gewählt werden soll, um die Arbeit der Hüfte zu minimieren und gleichzeitig den Energietransfer in den Rumpf bei allen drei angenommenen Gehgeschwindigkeiten (1,0, 1,2 und 1,4 m/Sec) zu maximieren. Eine niedrige Trägheit beeinflusst also nachteilig die Pendeleigenschaften, hat aber den Vorteil von kleineren Drehmomenten, die für die Kontrolle wichtig sind.

Menschen sind keine idealen, reibungsfreien Pendel und die kinetische und potenzielle Energie werden nicht komplett konserviert, sodass der maximale Austausch etwa 65 % beträgt. Die Effizienz des Pendelmechanismus wird dabei u.a. von der selbst gewählten Gehgeschwindigkeit der Amputierten beeinflusst. Wenn die Geschwindigkeit erhöht wird, machen die Patienten größere Schritte und die vertikale Verschiebung und die Potentielle Energie des Körperschwerpunktes steigen an. Zur gleichen Zeit erhöht sich die Kinetische Energie. So erlaubt eine Zunahme der Geschwindigkeit eine Verbesserung der Effizienz des Pendelmechanismus bei vermehrtem Energieaustausch (Detrembleur et al., 2005).

Neben dem Pendelmechanismus spielen noch weitere Einflussgrößen eine Rolle: Eine leichtere Prothese braucht weniger Energie für die Kontrolle für die Schwungbewegung und erfordert weniger neuronalen Input. So werden die Patienten weniger kognitiv belastet. Eine große Asymmetrie zwischen dem prothetischen und dem kontralateralen Bein können vom Patienten als unnatürlich empfunden werden. Desweiteren kann eine zusätzliche Masse die Stumpf-Schaft-Interaktion beeinflussen.

3. Auswirkung auf das subjektive Empfinden des Patienten

Obwohl bei Hale et al. [1990] ein signifikanter Anstieg im Arbeitsaufwand der Hüftmuskulatur nachgewiesen werden konnte, bevorzugten vier von sechs Personen (=67%) ein erhöhtes Schaftgewicht, das 75% des Gewichts eines erhaltenen Beins entspricht. Die primären Gründe, die zur Auswahl des vergrößerten Gewichts führten, waren vermehrte Kontrolle, weniger Anstrengung, leichteres und weiches Schwingen der Prothese und eine verbesserte Beständigkeit des Gehens. Daraus konnte geschlossen werden, dass der muskuläre Aufwand der Hüfte nicht die einzige Determinante für den Prothesenaufbau ist und eine gesteigerte Muskelarbeit nicht automatisch zu einem uneffizienten Gang führt. Dennoch sollte die Gewohnheit des Patienten Berücksichtigung finden, da ein Patient mit dem Gewicht seiner Prothese und der Funktion des Kniegelenks vertraut ist. Manche Patienten haben deshalb die schwerere Prothese wenn diese am ehesten dem Gewicht ihrer eigenen entsprach. Während nach Godfrey et al. [1977] die Patienten ein zusätzliches Gewicht von 226 g am Fuß nicht spüren konnten, favorisierten in einer weiteren Studie sechs von zehn Patienten ein erhöhtes Prothesengewicht. Nach eigenen Angaben habe sie sich sicherer, stabiler bzw. standfester und weniger wackelig gefühlt. Außerdem habe das erhöhte Gewicht eine bessere Balance und Sicherheit bereitgestellt. Diejenigen, die das leichtere Gewicht bevorzugten, gaben an, dass die Prothese sich leichter angefühlt habe und es einfacher und komfortabler gewesen sei, sich fortzubewegen (Meikle et al., 2003). Diese Aussage wird auch von Skinner et al. [1989] bzw. Menkveld et al. [1981] bestätigt. In der Studie von Skinner gaben alle (vier von vier) Patienten dem erhöhten Gewicht den Vorrang und auch bei Menkveld fand eine schwere Prothese im Vergleich zu einer Leichtereren eine höhere Akzeptanz.

2.4.3 Fragestellung und Hypothesen

Seitdem herausgefunden wurde, dass ein Amputierter einen um 40 % höheren Energieverbrauch hat als eine gesunde Person, gingen Prothesenbauer davon aus, dass der vermehrte Energieaufwand durch ein leichteres Prothesengewicht gesenkt werden könne.

Die Frage ist, ob ein eindeutiger Beweis für diese Vermutung vorliegt, da vorangegangene Studien beispielsweise gezeigt haben, dass ein zusätzliches Gewicht keinen negativen Effekt auf den Energieaufwand eines Oberschenkelamputierten hat.

Schon lange wurde dieser Sachverhalt kritisch hinterfragt, doch schon anhand des Literaturüberblicks wird klar, dass trotz verschiedener Studien kein eindeutiges Ergebnis vorliegt. In mehreren Arbeiten konnte bei der Erforschung der Bedeutung einer zusätzlich angebrachten oder verringerten Masse bzw. eines veränderten Trägheitsmoments weder für die Schrittfrequenz oder –länge, noch für die Gangparameter Geschwindigkeit sowie die Dauern von Schwung- und Standphase ein signifikantes Ergebnis erzielt werden. Es konnte sogar festgestellt werden, dass die Mehrheit der Amputierten entgegen jeder Annahme ein schwereres Prothesengewicht bevorzugten.

Die vorangegangene Studienlage wurde in dieser Dissertation überprüft und analysiert, um durch evtl. Veränderungen des Studiendesigns zu eindeutigeren Ergebnissen zu gelangen.

Die Arbeit verfolgt also die Absicht, durch gezielte Betrachtung der Patientengruppe, den Einfluss der Masse einer Oberschenkelprothese auf verschiedene Gangparameter und die subjektive Präferenz der Patienten darzustellen, sowie das Gangbild der Kontrollgruppe bei einem veränderten Gewicht der Unteren Extremität zu untersuchen und mit dem der Patientengruppe zu vergleichen. Die Patienten wurden dazu erstmals anhand ihrer Aktivitätsklasse eingeteilt und ihre Prothesen bzw. die Beine der gesunden Probanden mit Gewichten zwischen 933 g und 2800 g beschwert. Im Umkehrschluss wurde es als eine Gewichtsverringerung der Prothese angesehen, wenn das erhaltene Bein beschwert wurde.

Auf Grund der oben angestellten Ausführungen ergeben sich für diese Arbeit folgende Fragestellungen.

1. Gibt es eine Verlängerung der Dauer der Schwungphase und Schrittzeit bei **gesunden Probanden** mit zwei erhaltenen Beinen, wenn das Gewicht eines Beins erhöht wird? Bleibt die Standphase gleich?
2. Treten Veränderungen von Schrittlänge und Geschwindigkeit bei diesem Kollektiv auf?
3. Wird das Gangbild von gesunden Probanden bei Erhöhung des Gewichtes asymmetrisch, wenn man annimmt, dass es vorher symmetrisch war?
4. Welchen Einfluss hat das Alter der Probanden auf die Veränderungen?

5. Gibt es im Vergleich zu einem gesunden Probanden einen Unterschied des Gangbildes eines Oberschenkelamputierten im Bezug auf die Dauern von Schwung- und Standphase sowie der Schrittzeit?
6. Lassen sich entsprechende dem Pendelmodell Verlängerungen der Schwungphasendauer sowie der Schrittzeit durch eine distale Zusatzmasse beobachten? Bleibt die Standphasendauer konstant?
7. Beeinflusst ein verändertes Gewicht die Schrittlänge und die Geschwindigkeit?
8. Hat dann eine Annäherung des Gewichtes einer Prothese an das des erhaltenen Beins ein weniger asymmetrisches Gangbild zur Folge?

9. Wie wird das zusätzliche Gewicht toleriert? Es ist fraglich, ob jeder Oberschenkelamputierte ein zusätzliches Gewicht toleriert? Wird er sich in seinem Bewegungsumfang bzw. Aktivitätslevel eingeschränkt fühlen?
10. Welchen Einfluss hat die AK auf all die zuvor genannten Parameter?

11. Lässt sich eine Aussage bezüglich des optimalen Gewichts und der optimalen Gewichtsverteilung zum Gewichtsoptimum einer Prothese machen?

12. Welchen Einfluss hat die Kadenz?

Kapitel 3: Material und Methoden

In dieser Studie wurde mit zwei Gruppen von Probanden gearbeitet.

Die Messung des gesunden Kontrollkollektivs diente Vorversuchen und hatte neben der Ganganalyse gesunder Personen, die Aufgabe, geeignete Versuchsparameter herauszufiltern, die für die spätere Arbeit mit den Amputierten von Bedeutung waren.

3.1 Das Kontrollkollektiv

Zu Beginn der Studie wurde mit 30 gesunden Probanden gearbeitet, die nach folgenden **Einschlusskriterien** ausgewählt wurden:

- 1.) Beide Beine erhalten
- 2.) keine Erkrankung der Unteren Extremität, die den natürlichen Gang negativ beeinflussen könnte

Diese Gruppe wurde, ihrem Alter entsprechend, noch einmal in zwei Untergruppen unterteilt. Die Aufteilung verfolgte das Ziel, den Unterschied zwischen dem Gangbild einer älteren Person zu einer jüngeren Person darzustellen.

Der Einfachheit halber werden die beiden Gruppen im Folgenden nur noch als „Probanden JUNG“ bzw. „Probanden ALT“ bezeichnet.

„**Probanden JUNG**“

Der ersten Gruppe gehörten 17 Probanden an, von denen neun weiblich und acht männlich waren. Die Teilnehmer wurden zufällig ausgewählt. Bei der Auswahl wurde jedoch darauf geachtet, dass jede Altersgruppe zwischen zehn und 60 Jahren, unterteilt in Abständen von jeweils zehn Jahren, mindestens ein Mal vertreten war (siehe Anhang 1) und dass ein gemischtes Kollektiv von Sportlern bzw. nicht sportlich Aktiven, schweren und leichten sowie großen und kleinen Probanden repräsentiert werden konnte. Sie waren im Durchschnitt 32 Jahre alt. Der jüngste Teilnehmer war dabei zum Zeitpunkt der Messung 15 Jahre und die älteste Probandin 55 Jahre alt. Die durchschnittliche Größe des Kontrollkollektivs betrug 1,77 m, bei einer Minimalgröße von 1,67 m und einer Maximalgröße von 1,90 m, das Gewicht

lag im Durchschnitt bei 72 kg. Das höchste Gewicht war 116 kg und das Niedrigste betrug 55 kg.

„Probanden ALT“

Einen Überblick über die zweite Gruppe erhält man ebenfalls in Anhang 1. Diese Gruppe umfasste 13 Teilnehmer, sechs davon waren Frauen. Die Angehörigen dieser Gruppe mussten ein **Mindestalter von 61 Jahren** aufweisen. Sie waren durchschnittlich 70 Jahre alt. Das Alter des Ältesten betrug 80 Jahre, das der Jüngsten 61 Jahre. Diese Probanden hatten im Durchschnitt eine Körpergröße von 1,73 m, wobei die kleinsten Teilnehmerinnen 1,60 m und der größte Teilnehmer 1,87 m groß war. Ihr durchschnittliches Gewicht betrug 84,2 kg. Hier wog die leichteste Probandin 53 kg und der schwerste Proband 110 kg.

3.2 Das Patientenkollektiv

Als Teilnehmer der Arbeit stellten sich 20 einseitig Oberschenkelamputierte Patienten zur Verfügung, die an der Klinik und Poliklinik für Technische Orthopädie und Rehabilitation der Westfälischen-Wilhelms-Universität Münster prothetisch versorgt wurden. Sie befanden sich zur Zeit der Studie entweder in einem stationären Aufenthalt, in der Sprechstunde oder wurden zu den Messungen einbestellt.

Für die Messung geeignete Patienten waren jene, die die **Einschlusskriterien** erfüllten. Diese waren im Einzelnen:

1. Zwischen dem Zeitpunkt der Amputation und der Messung sollte mindestens ein Jahr vergangen sein, damit der Patient Erfahrungen mit seiner Prothese sammeln und sich dem entsprechend sicher mit dieser bewegen konnte.
2. Die Prothese sollte gut sitzen
3. Der Stumpf sollte in einem guten, nicht schmerzhaften Zustand sein, d.h. er sollte nicht entzündet oder wund sein.

Bei den Amputierten handelte es sich um 16 männliche und vier weibliche Patienten. Sie waren ausschließlich einseitig amputiert, und zwar acht auf der rechten und zwölf auf der linken Seite. Die Amputation fand durchschnittlich

vor ca. 22 Jahren statt. Die jüngste Amputation lag ein Jahr zurück, die Älteste 64 Jahre. Drei der Patienten konnten sich dabei nicht mehr an den Amputationszeitpunkt erinnern. Wie man in Tabelle 2 erkennen kann, betrug das Alter der Patienten zum Zeitpunkt der Auswertung im Durchschnitt 54 Jahre, wobei die jüngste Patientin 21 und der älteste Patient 77 Jahre alt waren. Die anonymisierte Übersicht über das Patientenkollektiv ist in Anhang 2 nachzuvollziehen.

Tabelle 2: Übersicht über die anthropometrischen Daten des Patientenkollektivs

Probandendaten	Mittelwert	Minimum	Maximum
Alter (Jahre)	55,56	23	78
Amputationszeit (Jahre)	21,94	1	64
Größe (m)	1,77	1,56	1,88
Gewicht (kg)	87,59	70	107

Der Amputationsgrund war entweder traumatisch oder nicht traumatisch (siehe Abb. 7).

Traumatisch: Der überwiegende Teil der Patienten verlor das Bein auf Grund eines Unfalls, sieben davon durch einen Verkehrsunfall allgemein und zwei wegen eines Motorradunfalls. Bei drei Patienten war ein Arbeitsunfall die Ursache, bei einem anderen eine Kriegsverletzung.

Nicht-Traumatisch: Bei vier Personen war die Amputationsursache die Periphere arterielle Verschlusskrankheit (PAVK), bei zweien eine Osteomyelitis (Infektion) und bei einem lag angeborene Fehlbildung zu Grunde.

Die abgebildete Verteilung der Amputationsursachen ist dabei nicht repräsentativ für die Amputationsgründe in Deutschland. Bei dieser Studie überwog die Anzahl der Amputationen nach Trauma (Verkehrs- bzw. Motorradunfall), wohingegen in den Industrienationen arterielle Durchblutungsstörungen die Hauptursache darstellen (Baumgartner, 1995).

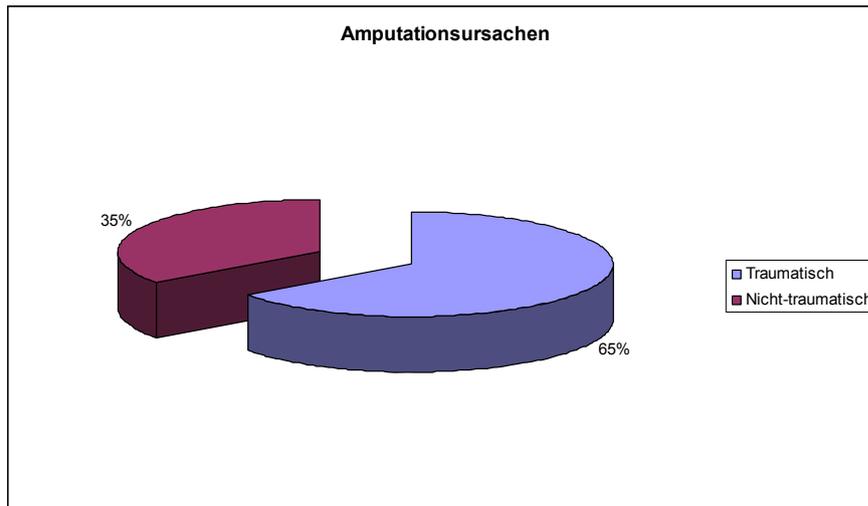


Abb. 7: Übersicht über die Amputationsursachen des Patientenkollektivs

3.3 Gewichtserhöhung und simulierte Gewichtsminderung

Wie bereits in der Einleitung angedeutet, wurde in dieser Studie das Gangbild gesunder bzw. amputierter Personen im Hinblick auf ein verändertes Gewicht untersucht. Dazu beschwerte und erleichterte man sowohl die prothetisch versorgten Extremitäten als auch die erhaltenen Beine mit distal angebrachten Gewichten.

Gewichtserhöhung

Zu Beschwerung des Beins wurde mit handelsüblichen Sportler-Bandagen der Firma ALEX® gearbeitet, die sonst zum forcierten Training der Unteren Extremität genutzt werden.



Abb. 8: Die verwendeten, handelsüblichen Sportbandagen mit Klettverschluss

Wie man in Abbildung 8 erkennen kann, handelt es sich dabei um ein weiches Material aus Elasthan, das ausgebreitet die Form eines flachen Rechtecks besitzt. Die Bandage kann bequem um den Fußknöchel gelegt werden und hat den Vorteil, dass ein Klettverschluss-System eine Anbringung in jeder beliebig gewünschten Höhe, sowie einen raschen Wechsel der Gewichte und Extremitäten gewährleistet. In Fall dieser Studie wurden die Bandagen soweit distal wie möglich angebracht, um die größtmögliche Pendelwirkung erzielen zu können (vgl. Pendelgesetz Kapitel 2.4.1).

In den rechteckigen Schaumstoff waren 12 Fächer eingearbeitet, in die jeweils ein Zylinder aus Blei geschoben werden konnte. Das Gewicht eines Zylinders betrug 233 g, die Anzahl der einzelnen Zylinder und somit das Gesamtgewicht konnte nach Bedarf frei variiert werden. In der Studie wurden für den ersten Gewichtsdurchlauf eines Messzyklus 4 Zylinder = 933 g, für den zweiten Teil acht Zylinder = 1866 g und für den dritten Teil alle 12 Zylinder = 2800 g genutzt.

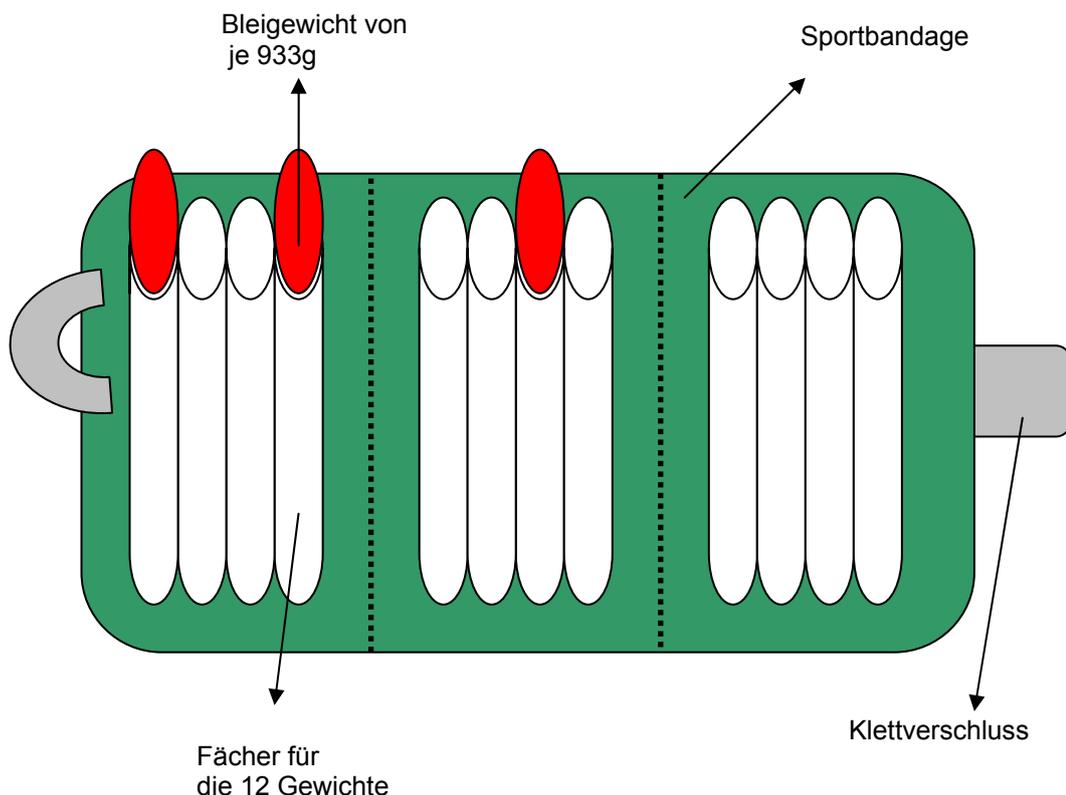


Abb. 9: Schematische Zeichnung der Bandagen

Gewichtsminderung

Da auf eine bauliche Veränderung der Prothese auf Grund der großen Anzahl an Probanden und der unterschiedlichen Gewichtsstufen verzichtet wurde und eine gesunde, erhaltene Extremität per se nicht an Gewicht verlieren kann, setzt die vorgenommene Gewichtsminderung einer Prothese bzw. eines erhaltenen Beins ein gewisses Gedankenmodell voraus.

Wird ein Bein mit einem Gewicht beschwert, so wird in der Auswertung bei der Betrachtung des nicht-beschwerten Beins davon ausgegangen, dass dieses im Vergleich zum belasteten Bein mit Gewicht leichter sei, wenn sich beide zuvor in einer ausgeglichenen Ausgangsposition befanden. Das heißt, die geplante Gewichtsminderung kann nur indirekt und nur im Vergleich erfolgen. Die Abbildungen 10 a-c sollen dies verdeutlichen.

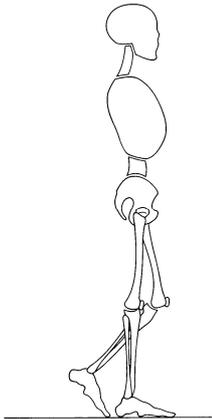


Abb. 10a: Ausgangssituation (der Gewichtsminderung)

Der Proband bewegt sich über die Matte. Beide Beine sind **nicht** mit Gewichten belastet.

Das Gewicht beträgt auf beiden Seiten + 0 g.

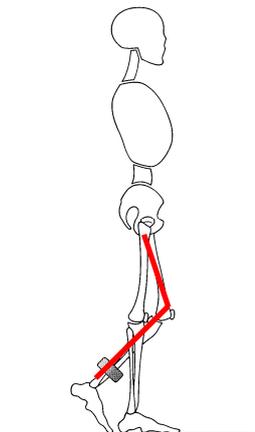


Abb. 10b: Linkes Bein mit 933 g belastet (Betrachtung links)

Das linke Bein ist mit 933 g belastet und somit 933 g schwerer als das rechte Bein. Das Gewicht beträgt auf der **linken** Seite + 933 g.

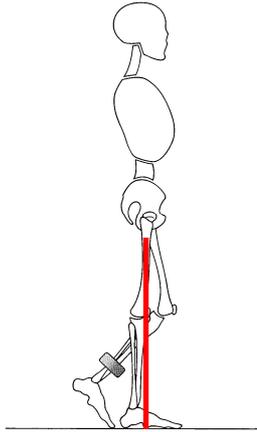


Abb. 10c: Linkes Bein mit 933 g belastet
(Betrachtung rechts)

Noch immer ist das linke Bein mit 933 g belastet.
Bei veränderter Betrachtungsweise ist aber das **rechte Bein** nun 933 leichter als das linke Bein.
Das Gewicht des **rechten** Beins beträgt – 933 g.

Abb. 10a stellt die Ausgangssituation dar. Hier sind beide Beine unbelastet. Das Gewicht beträgt auf beiden Seiten + 0 g. In Abb. 10b wird nun ein Bein, beispielsweise das **Linke**, mit 933 g belastet. Es ist also 933 g schwerer als im Ausgangszustand und somit 933 g schwerer als das rechte Bein. Ändert man aber die Betrachtungsweise, so ist, bei Betrachtung des **rechten** Beins (Abb. 10c), das rechte Bein 933 g leichter als das linke Bein, wenn im Ausgangszustand beide Beine nicht belastet waren.

3.4 Messung der kinematischen Gangparameter mit Hilfe des GAITRite®-Systems

Bei dem in dieser Arbeit verwendeten Messsystem handelt es sich um das GAITRite®-System, das von der Firma SMS Technologies LTD hergestellt wird und unter der Lizenz von CIR Systems Inc arbeitet. Es dient zur Erfassung räumlicher sowie zeitlicher Gangparameter, indem es die Schritte eines Probanden erfasst.

Der in einer standardisierten Länge vorliegende, drucksensitive, elektronische „Laufsteg“ beinhaltet sechs hintereinander geschaltete Sensorfelder, die in einen aufrollbaren Teppich mit einer Gesamtgröße von 475 x 90 x 0,6 cm eingebettet sind. Das elektronisch sensible Areal ist dabei 366 x 61 cm groß. Bei einer Gesamtzahl von 13.824 Sensoren, beinhaltet jedes Feld 2304 Sensoren. Diese sind jeweils 1 cm² groß und so in einem (48x48) Gittermuster angelegt, dass ihre Mittelpunkte 1,27 cm oder 0,5 Zoll voneinander entfernt platziert sind.

Wenn ein Proband über die Gangmatte geht, werden die Sensoren kontinuierlich vom System gescannt, um Veränderungen detektieren zu können. Die Aufnahme des Bereichs, in dem eine Veränderung stattfindet, wird von der Anzahl der aktivierten Sensoren, dem Abstand der Sensoren zueinander sowie der Zeit der Aktivierung/ Deaktivierung determiniert. Die Sensoren haben dabei die Möglichkeit sechs verschiedenen Druckintensitäten zu messen, die auf dem Bildschirm in verschiedenen Farben dargestellt werden. Anschließend werden die Informationen mit Hilfe eines Schnittstellenkabels von der Matte zum Computer übertragen. Die auf Windows basierende Anwendersoftware kontrolliert währenddessen den Laufsteg, verarbeitet die Rohdateien zu visualisierten Schrittmustern und errechnet die zeitlichen und räumlichen Parameter.



Abb. 11: Gangmatte des GAITRite-Systems

3.5 Das Versuchsprotokoll

3.5.1 Einverständniserklärung

Bevor mit der Messserie eines Probanden oder Patienten begonnen werden konnte, wurde dieser zunächst über den Inhalt der Studie und deren Ziele bzw. Fragestellungen aufgeklärt. Die Hintergründe, die Absicht der Studie sowie der konkrete Ablauf wurden im Einzelnen erläutert und auf das Verständnis des Betroffenen geprüft. Es wurde ausdrücklich daraufhin gewiesen, dass es sich um eine Arbeit im Rahmen einer Dissertation im Fach Medizin handelt, deren Ergebnisse unter Anonymisierung der persönlichen Daten veröffentlicht werden. Hatte der Proband/ Patient nach der Aufklärung alle Inhalte verstanden und keine weiteren Fragen, wurde er zur Unterzeichnung der Einverständniserklärung gebeten. Mit dieser erklärte er die freiwillige Teilnahme an der Studie. Die Einverständniserklärung kann in Anhang 3 eingesehen werden.

3.5.2 Anamnese/ Befragung der Probanden bzw. Patienten

Nach dem Unterzeichnen der Einverständniserklärung erfolgte im Vorfeld der klinischen, biomechanischen Messreihen ein ärztliches Eingangsgespräch - die Anamneseerhebung.

Wie in Anhang 4a und 4b zu sehen ist, wurden neben allgemeinen persönlichen Daten wie Name, Geschlecht, Geburtsdatum und Alter sowie Größe und Gewicht auch krankheitsspezifische Informationen erhoben. Die Fragen bezogen sich dabei bei beiden Gruppen auf eventuell bestehende Vorerkrankungen, die das Gangbild beeinflussen könnten.

Bei den **amputierten Patienten** wurde zusätzlich eine spezifische Befragung zur Amputation vorgenommen. Diese beinhaltete die Seitenangabe der amputierten Extremität, das Amputationsdatum, die Amputationsursache sowie die Art der prothetischen Versorgung. Daneben wurde bei beiden Gruppen Informationen über das soziale Umfeld und die Berufs- und Freizeitaktivitäten eingeholt. Außerdem hatten die Teilnehmer die Gelegenheit ihr subjektiv empfundenenes momentanes Aktivitätsniveau zu schildern.

3.5.3 Einstufung in Aktivitätsklassen

Wie bereits in der Einleitung beschrieben, dient die Einteilung in Aktivitätsklassen (AK) dazu, ein Aktivitätsniveau und somit den Anspruch des Prothesenträgers an seine Prothese und des Behandlungsteams an den Prothesenträger festzulegen. Dadurch kann das Therapie- und Versorgungsregime individuell angepasst und ein Erreichen der persönlichen Behandlungsziele sichergestellt werden.

Man unterteilt die Prothesenträger dazu in fünf Gruppen, wobei die Aktivitätsklasse 0 in dieser Arbeit nicht berücksichtigt wird, da es sich dabei um nicht-gehfähige Patienten handelt. Sie besitzen auf Grund des schlechten psychischen und physischen Zustandes selbst mit fremder Hilfe nicht die Fähigkeit, sich mit einer Prothese fortzubewegen oder sie zum Transfer (z.B. vom Bett in den Rollstuhl) zu nutzen. Im Folgenden wird deshalb nur von vier Aktivitätsklassen gesprochen.

Innenbereichsgeher = Angehörige des **Aktivitätsklasse (AK) 1**, besitzen die Fähigkeit oder das Potenzial, eine Prothese für Transportzwecke oder zur Fortbewegung auf ebenen Böden mit geringer Gehgeschwindigkeit zu nutzen. Gehdauer und –strecke sind aufgrund ihres Zustandes stark limitiert. Es handelt sich sehr oft um geriatrische Personen.

Patienten im **Aktivitätsklasse (AK) 2** werden auch als eingeschränkte Außenbereichsgeher bezeichnet. Sie besitzen die Fähigkeit, sich mit einer Prothese mit geringer Gehgeschwindigkeit fortzubewegen und dabei niedrige Umwelthindernisse wie Bordsteine, einzelne Stufen oder mehrere unebene Böden zu überwinden. Auch hier sind die Gehdauer und –strecke aufgrund ihres Zustandes limitiert. Im Unterschied zu den Patienten der AK 1, können sie zusätzlich noch auf dem erhaltenen Bein mit Gehstützen gehen und das Stehgleichgewicht halten und selbstständig aus einer sitzenden Position aufstehen bzw. sich aus einer stehenden Position selbstständig hinsetzen (ausreichende Stützkraft). Desweiteren sind sie in der Lage die Prothese eigenständig an- und abzulegen und sich alleine an- und ausziehen.

Uneingeschränkte Außenbereichsgeher dagegen gehören bereits dem **Aktivitätsklasse (AK) 3** an. Sie können sich mit ihrer Prothese mit mittlerer bis hoher, auch veränderlicher Gehgeschwindigkeit fortbewegen und dabei die meisten Umwelthindernisse überwinden. Sie besitzen daneben die Fähigkeit,

sich im Gelände frei zu bewegen und die beruflichen, therapeutischen und anderen Aktivitäten auszuüben, die die Prothese nicht überdurchschnittlicher Beanspruchung aussetzen. Gegebenenfalls besteht ein erhöhter Sicherheitsbedarf auf Grund von Sekundärbedingungen (zusätzliche Behinderung, besondere Lebensbedingungen) in Verbindung mit einem mittleren bis hohen Mobilitätsanspruch. Gehdauer und –strecke sind im Vergleich zu Nichtbehinderten nur unwesentlich limitiert. Ein Patient dieser AK kann auch ohne Gehstützen auf dem erhaltenen Bein stehen und das Stehgleichgewicht halten.

Den **Grad** der höchsten **Aktivität (AK 4)** sind die uneingeschränkten Außenbereichsgeher mit besonders hohen Ansprüchen (z.B. Sportler). Diese Patienten besitzen die Fähigkeit sich genauso wie die Uneingeschränkten Außenbereichsgeher fortzubewegen. Zusätzlich können aber aufgrund der hohen funktionellen Anforderungen hohen Stoßbelastungen, Spannungen und Verformungen standhalten. Gehdauer und –strecke sind nicht limitiert. Amputierte dieser AK können durch vielfältige Tätigkeiten ihre Prothese überdurchschnittlich belasten.

Kinder gehören in der Regel immer dieser Aktivitätsklasse an.

In dieser Arbeit wurde jeder Teilnehmer des Patientenkollektivs, entsprechend der oben beschriebenen Darstellung, einer AK zugeordnet, um später die erhaltenen Ergebnisse global aber auch AK-spezifisch interpretieren zu können.

Dazu wurden entweder die vorliegenden Patientendaten gesichtet und die dort von der Klinik für Technische Orthopädie der WWU Münster dokumentierten Zuteilungen in eine bestimmte AK überprüft und übernommen oder, bei Nichtvorliegen der Daten, diese mit Hilfe eines vorgegebenen Fragebogens, der freundlicherweise von der Klinischen Prüfstelle der Technischen Orthopädie in Münster zur Verfügung gestellt wurde, erhoben.

Der **Fragebogen zur Beurteilung der Aktivitätsklasse** ist in vier AK unterteilt. Jeder AK wird, wie oben bereits erwähnt, eine bestimmte Erwartungshaltung entgegengebracht, die von der Untersucherin geprüft wurde. Daneben wurden die Fähigkeiten des Patienten ermittelt. Begonnen wurde mit der ersten AK. Sollten die Fähigkeiten und Mobilitätsmerkmale über den Rahmen der Erwartungen der ersten AK hinausgehen, wurden die der

zweiten AK geprüft usw., bis schließlich eine AK gefunden wurde, deren Merkmalen die Fähigkeiten des Patienten entsprach.

3.5.4 Aufbau der Messreihe

Die Durchführung der einzelnen Messungen wird im Kapitel 3.6 ausführlich beschrieben.

3.5.5 Subjektive Meinung/ Befragung der Teilnehmer

In der dritten Phase der Messreihe wurden die Patienten einer Befragung unterzogen, indem sie nach Beendigung eines Gewichtsdurchlaufes innerhalb eines Messzyklus, also nach sechs Einzelmessungen, zu ihrem subjektiven Empfinden mit dem erhöhten bzw. „erniedrigten“ Gewicht befragt wurden. Neben den standardisierten Antwortmöglichkeiten „Mehr Gewicht deutlich spürbar“, „Mehrbelastung unangenehm“, „Anstrengung durch (zusätzliche) Belastung erhöht“, „Gesteigertes Sicherheitsempfinden“ und „Keine Veränderung“ hatten sie die Möglichkeit frei zu antworten. Dadurch konnten sie zusätzlich ihre Meinung, Empfindungen oder Überlegungen äußern. Die Befragung wurde nach jedem Gewichtsdurchlauf wiederholt und am Ende in einen Fragebogen (siehe Anhang 5) eingetragen. Eine Mehrfachantwort war erlaubt.

3.5.6 Qualitätskriterien

Um die Rohdaten der Messreihen bzw. deren Ergebnisse ausreichend auswerten und beurteilen zu können mussten gewisse Qualitätsansprüche erfüllt sein.

Die Qualitätsansprüche waren im Detail:

1. **Initialisierung des Messsystems:** Vor Beginn jeder Messung musste das Messsystem der GAITRite-Matte auf Null zurückgestellt werden. Eine zeitliche Verzögerung von maximal 12 Sekunden bis zum ersten Schritt wurde vom Messsystem tolerierte.

2. **Mindestgehstrecke:** Als gültige Messungen wurden nur jene angesehen, bei denen mindestens fünf validierte Fußabdrücke aufgezeichnet werden konnten. Konnte ein Fußabdruck beispielsweise wegen eines zu leichten Drucks beim Auftreten oder insuffizienten Abrollens nicht richtig aufgezeichnet werden, musste die Messung wiederholt werden. Dadurch konnte die Aufnahme von Gangunsicherheiten wie Stolpern oder das Nachziehen eines Beins in die Rohdaten verhindert werden. Ebenso wurden Fußabdrücke, die zu Beginn oder am Ende einer Messung nur zur Hälfte oder weniger abgebildet waren, verworfen.
3. **Benutzung von Gehhilfen:** Die zusätzlich aufgezeichneten Daten von einer Gehhilfe wie Stock oder Unterarmgehstütze mussten in den Rohdaten gelöscht werden.
4. **Konstante Kadenz:** Das Gehen im Rhythmus der eigenen Kadenz sollte so gut wie möglich umgesetzt werden. Messungen, in denen die Gangbilder massiv vom vorgegebenen Metrum abwichen, mussten wiederholt werden.

3.6 Durchführung der Messungen

3.6.1 Aufbau der Messreihe

Jede Messreihe wurde in zwei Phasen unterteilt: 1.) Einlaufen und Gewöhnung, 2.) Probelauf und Ermittlung der Kadenz und die eigentlichen Messzyklen. Die Phasen beinhaltete:

3.6.1.1 Phase 1: Einlaufen und Gewöhnung

Zu Beginn einer Messreihe hatten die Probanden die Gelegenheit, sich mit den Versuchsgegebenheiten vertraut zu machen. Sie konnten mehrere Probelläufe über die GAITRite®-Matte machen und sich dabei an den weichen Untergrund (Vinyl) gewöhnen.

3.6.1.2 Phase 2: Probelauf und Ermittlung der Kadenz

1. Probelauf

Der Probelauf diente dazu, eine optimale Schrittzahl im Bereich der Sensoren und das korrekte Aufsetzen des Stockes auf oder neben der Gangmatte zu gewährleisten.

Da es sich bei dem Versuchsaufbau im Prinzip um einen geschlossenen Kreislauf handelte (s.u.), war es wichtig den vorgegebenen Weg abzugehen und noch evtl. anfallende Änderungen vorzunehmen.

Ermittlung der Kadenz

War der Ablauf festgelegt und dem Probanden bekannt, konnte die Kadenz, die für einen Teil der Messreihen wichtig war, ermittelt werden.

Die **Kadenz** ergibt sich dabei aus der Schrittfrequenz, also der Anzahl der Schritte pro Minute. Hierzu wurde der Patient gebeten, drei Mal mit seiner für ihn üblichen Gehgeschwindigkeit über die Gangmatte zu gehen. Nach dem letzten Durchgang wurden die einzelnen Kadenzen addiert und durch die Anzahl der Versuche (3) dividiert. Hierdurch ergibt sich der **Mittelwert der Kadenz**:

$$Kadenz_{mittel} = \frac{Kadenz1 + Kadenz2 + Kadenz3}{3}$$

Die individuelle Kadenz $Kadenz_{mittel}$ wurde gespeichert und dokumentiert, um sie später wieder verwenden zu können.

2. Probelauf

Nach der Ermittlung der Kadenz starteten die Probanden noch einen weiteren Probelauf. Dieser diente der Übung nach einer festgelegten Schrittfrequenz zu gehen. Bei manchen Teilnehmern konnte z.B. festgestellt werden, dass sie einen Vorlauf vor der Matte brauchten, um später im messbaren Bereich im Rhythmus der Kadenz zu gehen.

Phase eins und zwei nahmen insgesamt je nach Proband zwischen fünf und zehn Minuten in Anspruch.

Waren die Gewöhnungsphase und die Probelläufe abgeschlossen, konnte mit der eigentlichen Messung begonnen werden.

Der Aufbau der Gangstrecke ist in Abbildung 12 gezeigt. Hier ist zu erkennen, dass der Proband einen Weg in einer vorgegebenen Richtung absolvieren sollte.

Allerdings musste bei einigen Teilnehmern des Patientenkollektivs der Versuchsaufbau abgeändert werden, da bei diesen sehr früh Ermüdungserscheinungen auftraten. Bei ihnen konnte eine Halbierung der Versuchsstrecke erreicht werden, indem sie am Ende der GAITRite-Matte stoppten, sich umdrehten und die nächste Messung in die entgegengesetzte Richtung fortsetzten und sich somit den Rückweg ersparten.

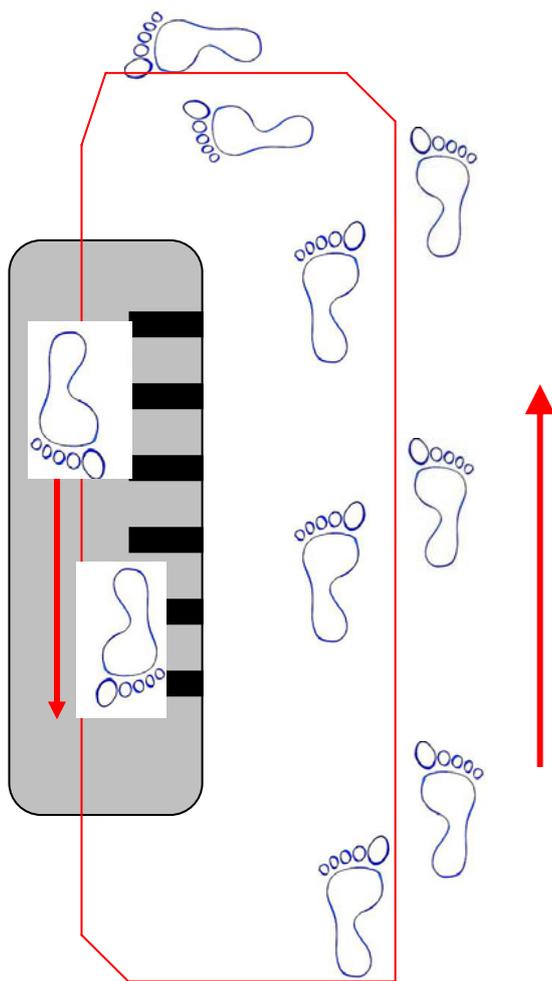


Abb. 12: Aufbau des Gang-Parcours

Auch der Ablauf der Messungen sowie die Reihenfolge der einzelnen Messzyklen wurden nach einem festen Versuchsprotokoll durchgeführt. Dieser wird in Tabelle 3 dargestellt.

Tabelle 3: Übersicht über die Messzyklen

Messzyklus 1 (M1)	Gang mit zwei unbelasteten Beinen a) ohne vorgegebene Kadenz b) mit vorgegebener Kadenz
Messzyklus 2 (M2)	Gang mit dem belasteten rechten Bein 1. mit 933 g Belastung a) ohne vorgegebene Kadenz b) mit vorgegebener Kadenz 2. mit 1866 g Belastung a) ohne vorgegebene Kadenz b) mit vorgegebener Kadenz 3. mit 2800 g Belastung a) ohne vorgegebene Kadenz b) mit vorgegebener Kadenz
Messzyklus 3 (M3)	Gang mit dem belasteten linken Bein 1. mit 933 g Belastung a) ohne vorgegebene Kadenz b) mit vorgegebener Kadenz 2. mit 1866 g Belastung a) ohne vorgegebene Kadenz b) mit vorgegebener Kadenz 3. mit 2800 g Belastung a) ohne vorgegebene Kadenz b) mit vorgegebener Kadenz
Messzyklus 4 (M4)	Gang mit beiden belasteten Beinen 1. mit 933 g Belastung a) ohne vorgegebene Kadenz b) mit vorgegebener Kadenz 2. mit 1866 g Belastung a) ohne vorgegebene Kadenz b) mit vorgegebener Kadenz 3. mit 2800 g Belastung a) ohne vorgegebene Kadenz b) mit vorgegebener Kadenz

Insgesamt durchlief ein Proband eine Messreihe mit 60 Einzelmessungen, die in vier verschiedene Messzyklen eingeteilt wurden (siehe Abb. 13).

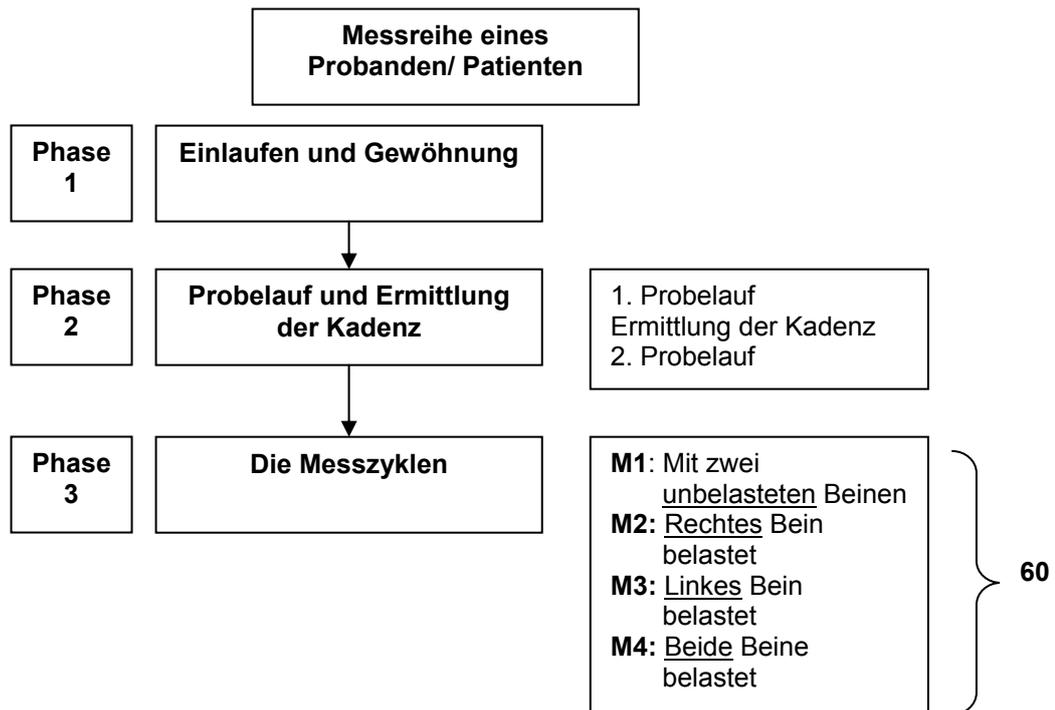


Abb. 13: Übersicht über die Messreihe

60 Messungen: 1.) Beide Beine nicht belastet (0 g) = 6 Messungen (3 x 0 g mit freier Kadenz + 3 x mit vorgegebener Kadenz)
 2.) Rechtes Bein: belastet mit 6 x 933 g, 6 x 1866 g, 6 x 2800 g = **18 Messungen**
 3.) Linkes Bein: 6 x 933 g, 6 x 1866 g, 6 x 2800 g = **18 Messungen**
 4.) Beide Beine: 6 x 933 g, 6 x 1866 g, 6 x 2800 g = **18 Messungen**
 = **60 Messungen**

Begonnen wurde mit beiden unbelasteten Beinen, d.h. die Probanden gingen in einer von ihnen selbst gewählten Geschwindigkeit ohne ein zusätzliches Gewicht über die Matte. Diesen Versuchsaufbau wiederholten sie drei Mal. Anschließend gingen sie erneut drei Mal hintereinander über die Matte, dieses Mal allerdings mit der, für sie im Vorversuch individuell ermittelten Kadenz. In den nachfolgenden drei Messzyklen wurden erst das rechte, dann das linke und dann beide Beine mit jeweils 933 g, 1866 g und 2800 g belastet. In **Messzyklus 2** wurde das rechte Bein als erstes mit 933 g belastet. Die Probanden gingen über die Matte und wiederholten diesen Versuch jeweils drei Mal ohne und drei Mal mit vorgegebene Kadenz. Anschließend wurde das rechte Bein mit 1866 g beschwert und der Versuch sechs Mal (ohne und mit Kadenz) wiederholt. Danach wurde das Bein mit der höchsten Gewichtsstufe, 2800 g, belastet und der Versuch erneut sechs Mal wiederholt.



Abb. 14: Gesunder Proband auf der Gangmatte. Sein rechtes Bein ist mit einer Bandage, die 933 g Blei enthält, belastet.

Analog dazu verlief **Messzyklus 3**. Hier wurde jedoch nach dem gleichem Schema das linke Bein mit Gewichten belastet. Im **vierten** und letzten **Messzyklus** wurden beide Beine nacheinander mit den Gewichten beschwert und jeder Durchlauf mit dem entsprechenden Gewicht sechs Mal durchgeführt.

Die Dauer der Messreihe insgesamt betrug, je nach Aktivität des Probanden, zwischen 60 und 180 Minuten inkl. Gewöhnungszeit, Probeläufen, Pausen und Zeit des Gewichtwechsels.

Eine Einzelmessung betrug dabei je nach Patient ca. zwischen 5 und 20 Sekunden, sodass die Messung mit einer Gewichtsstufe nicht mehr als 2-3 Minuten dauerte, da mögliche Veränderungen des Symmetrieverhaltens des Gangbildes bei einer asymmetrischen Belastung der Unteren Extremität unmittelbar und vollständig in den ersten fünf Minuten nach Belastungsbeginn auftreten (Smith et al., 2007).

Kapitel 4: Datenaufbereitung und Auswertung

Nach Abschluss jeder Einzelmessung wurden die Daten mit Hilfe des GAITRite®-Systems gespeichert und anschließend mit Microsoft Excel® weiterverarbeitet.

4.1 Dokumentation der Messdaten durch das GAITRite®-System

4.1.1 Allgemeiner Auswertalgorithmus

Wie bereits in Kapitel 2.4 ausführlich beschrieben, sind Sensorfelder in die elektronische Gangmatte des GAITRite®-Systems eingebracht. Jedes Sensorfeld versorgt dabei ein Areal mit einer Größe von $61 \times 61 \text{ cm}^2$, das 2.304 Sensoren beinhaltet, die in einem $48 \times 48 \text{ cm}$ großen Gittermuster angeordnet sind.

Geht nun ein Proband über die Gangmatte, werden die Sensoren von dem Druck seiner Füße aktiviert. Der Schwellenwert des Drucks ist $0,15 \text{ N/cm}^2$. Das System liefert zum einen die Lage der aktivierten Sensoren zur Ermittlung der **räumlichen Gangparameter** und zum anderen den exakten *Zeitpunkt*, an dem jeder einzelne Sensor ausgelöst wird und berechnet so die **zeitlichen Gangparameter**.

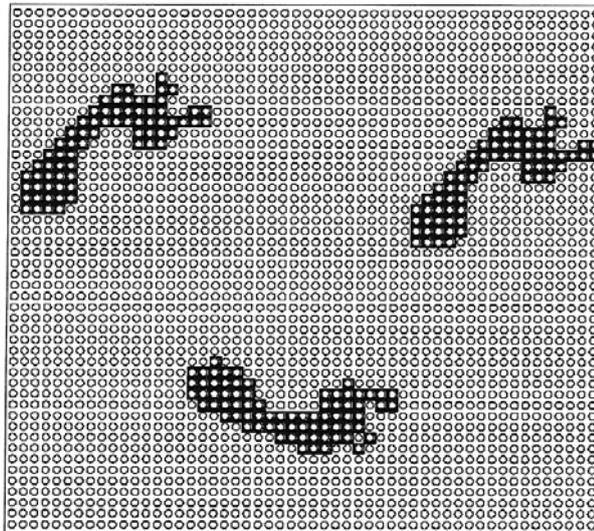


Abb. 15: Darstellung eines Sensorfeldes mit zwei kleinen Schritten ohne Schuhe (aus dem GAITRite Operating Manual⁹)

Durch einen speziellen Algorithmus in der Auswertesoftware werden die Objekte als Fußabdrücke erkannt und über ihre Position automatisch in links und rechts eingeteilt. Dazu wird zur Berechnung der Gangparameter jeweils die Mittellinie, sowie der Vorfuß- und der Fersenmittelpunkt bestimmt (siehe GAITRite Operating Manual).

4.1.2 Auswertung der räumlichen Parameter

Neben der Form der aktivierten Fußabdrücke liefert die Gangmatte auch die der **Schrittlänge** (Step length) [cm].

Sie wird entlang der horizontalen Achse vom geometrischen Fersenmittelpunkt des momentanen Schrittes des einen Fußes bis zum geometrischen Fersenmittelpunkt des nachfolgenden Schrittes des anderen Fußes gemessen.

4.1.3 Auswertung der zeitlichen Parameter

Zur Ermittlung der zeitlichen Parameter dienen die erste und letzte Aktivierung eines Fußabdrucks.

Abbildung 16 gibt einen Überblick:

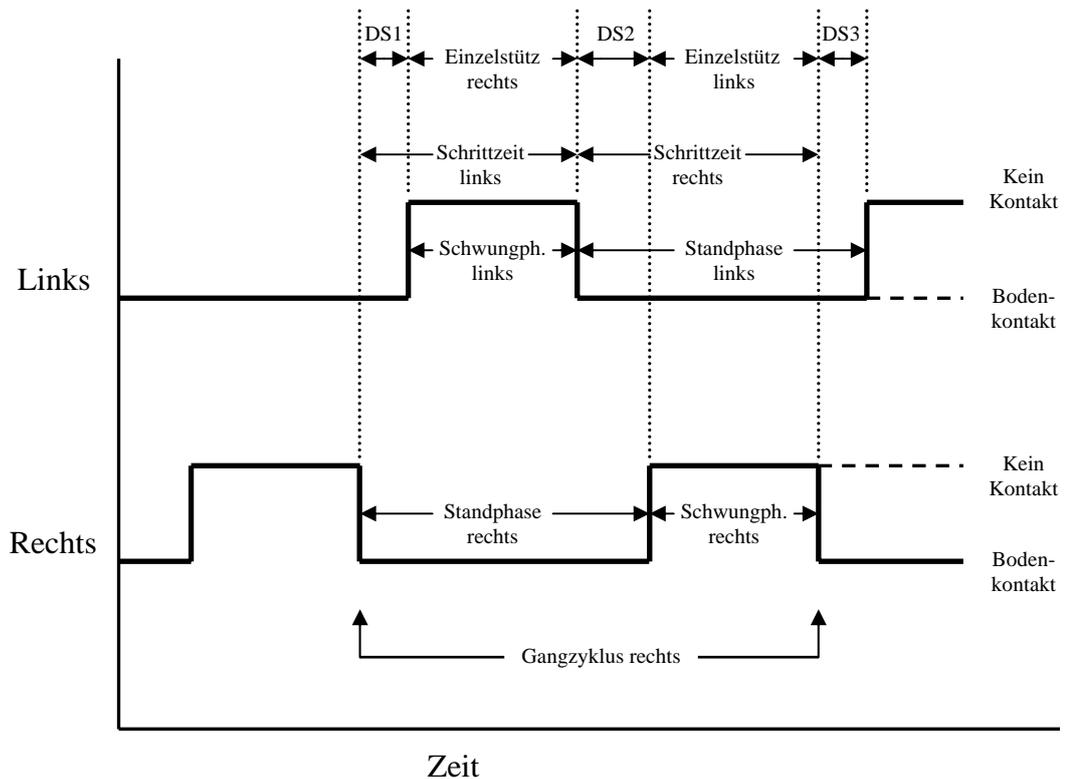


Abb. 16: Übersicht über die zeitlichen Parameter (nach dem GAITRite Operating Manual)

Schrittzeit (Step time, ST) [Sec]: Die Zeit, die zwischen dem ersten Kontakt des einen Fußes und dem ersten Kontakt des gegenüberliegenden Fußes verstreicht.

Gehzeit (Ambulation Time, AT) [Sec]: Zeitraum zwischen dem ersten und dem letzten Kontakt eines Fußabdruckes.

Gangzykluszeit (Gait Cycle Time, GT) [Sec]: Die Zeit, zwischen dem ersten Kontakt zweier aufeinander folgender Fußabdrücke des gleichen Fußes.

Geschwindigkeit (Velocity, V) [Sec]: Erhält man, indem man die Distanz durch die Gehzeit dividiert.

Schwungphase (Swing time, SwT) [Sec]: Die Zeit, die zwischen dem letzten Kontakt des momentanen Fußabdruckes und dem ersten Kontakt des darauf

folgenden Fußabdruckes gemessen wird. Sie entspricht dem **Einzelstütz** des gegenüberliegenden Fußes und kann außerdem als prozentualer Anteil des Gangzyklus angegeben werden.

Standphase (Stance Time, SsT) [Sec]: Zeitraum zwischen dem ersten und dem letzten Kontakt von zwei aufeinander folgenden Schritten des selben Fußes. Sie repräsentiert desweiteren den prozentualen Anteil des Gangzyklus des gleichen Fußes.

Doppelstandphase/ Doppelstütz (Double Support, DS) [% des Gangzyklus]: Die Zeit, in der sich beide Füße am Boden befinden. Hier wird die Zeit zwischen dem ersten Kontakt des momentanen Fußabdruckes und dem letzten Kontakt des folgenden Fußabdruckes zur Zeit zwischen dem letzten Kontakt der momentanen Fußabdruckes und dem letzten Kontakt des zweiten Fußabdruckes addiert. Wie in Abb. 15 erkennbar, entspricht dies der Summe der Initialen Doppelstandphase DS1 und der Terminalen Doppelstandphase DS2 (siehe offizielle Bedienungsanleitung des GAITRite®-Systems).

4.1.4 Die Software

Die Benutzeroberfläche (Abb. 17) erlaubt die Eingabe der Patientendaten und das Starten der Messung, sowie die interaktive Kontrolle der automatisierten Nachbearbeitung der Messung.

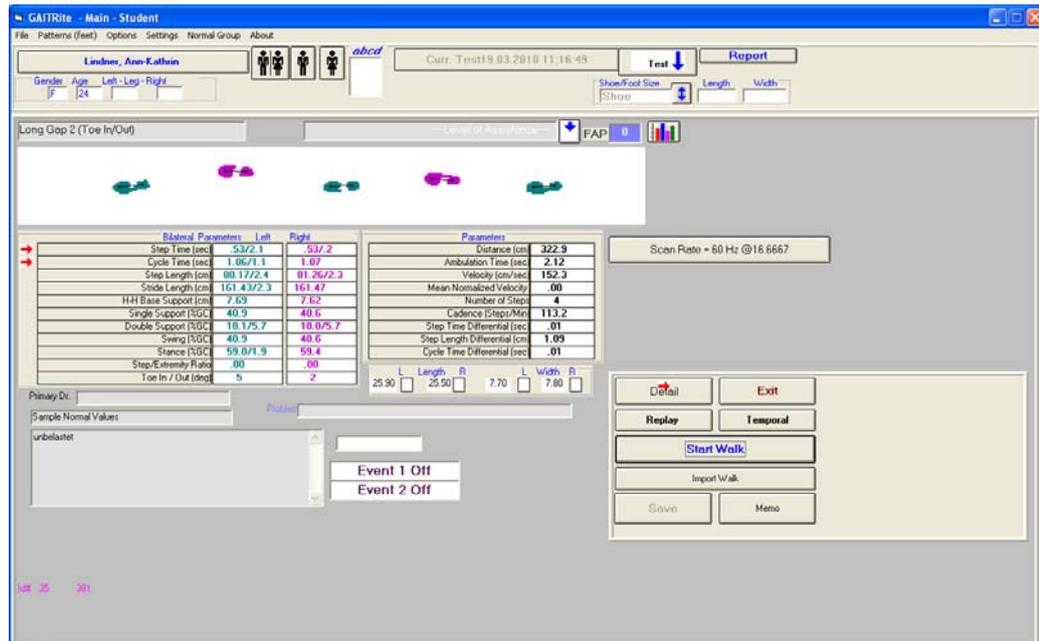


Abb. 17: Bildschirmkopie der Benutzeroberfläche (GAITRite)

Oben links befinden sich die manuell eingegebenen Patientendaten, wie Name, Geschlecht und Alter. Daneben (oben Mitte) erkennt man den Tag und die Uhrzeit des durchgeführten Testes.

Die eigentliche Gangspur ist in der Mitte angeordnet. Sie ist weiß und zeigt die aufgezeichneten Fußabdrücke an. Die automatische Unterscheidung der beiden Füße wird am Bildschirm durch unterschiedliche Farben sichtbar gemacht: der linke Fuß wird in grün, der rechte Fuß in magenta abgebildet. Unvollständige Fußabdrücke, entweder am Beginn oder am Ende einer Messung oder jene, bei denen der Proband nicht richtig aufgetreten ist oder die Sensoren nicht komplett reagiert haben, werden rot markiert. Diese müssen vom Untersucher kontrolliert und ggf. nachbearbeitet werden. Die unvollständigen Fußabdrücke am Beginn und Ende werden in der Regel gelöscht, die in der Mitte der Spur müssen vom System noch mal neu berechnet werden. Es können z.B. Abdrücke von Unterarmgehstützen oder Gehstöcken sein, die die Messung verfälschen, da auch diese einen Abdruck auf der Matte hinterlassen. Sie müssen mit Hilfe eines Anwendertools separat eliminiert und die Fußabdrücke ein weiteres Mal berechnet werden.

Unterhalb der Gangspur befinden sich zwei Tabellen, von denen die Linke bilaterale Parameter und die Rechte gemeinsame Parameter wiedergibt. Bei den bilateralen Parametern handelt es sich, der Reihenfolge nach, um die Schrittzeit, Zykluszeit, Schrittlänge, Ferse-Ferse-Basisstütz, Einzelstütz,

Doppelstütz, Schwung- und Standphase, sowie Schritt-/Extremitätenverhältnis und Zeh nach innen/außen. In der linken Spalte befinden sich dabei die Daten für das linke und in der rechten Spalte die Daten für das rechte Bein. Die zweite Tabelle repräsentiert gemeinsame Parameter wie Distanz, Gehzeit, Geschwindigkeit, Mittlere normale Geschwindigkeit, Anzahl der Schritte, Kadenz, Schritt-Zeit- und Schritt-Längenunterschied sowie Zykluszeitunterschied.

Unten links in der Ecke hat der Untersucher die Möglichkeit mit Hilfe des Buttons „Memo“ einen Kommentar zur jeweiligen Messung vorzunehmen. In dieser Arbeit wurden z.B. die Seite des belasteten Beins, die Nummer der Einzelmessung sowie die Höhe des Gewichtes dokumentiert.

4.2 Datenverarbeitung mit Microsoft Excel®

Nachdem die so genannten Rohdaten durch das GAITRite®-System gewonnen werden konnten, mussten diese zur Weiterverarbeitung konvertiert und in Microsoft Excel® exportiert werden.

Die Fülle der von der Software bereitgestellten Daten erfordert eine genauere Betrachtung aller gewonnenen Parameter (siehe auch 4.1.3) und anschließend die Auswahl der Daten, die für die Ergebnisse der Studie besonders wichtig waren. Diese sind **Schrittzeit, Schwung- und Standphase, Doppelschrittdauer, Geschwindigkeit und die Schrittlänge**. Alle Parameter wurden dabei **mit und ohne vorgegebene Kadenz** ausgewertet.

Der Umgang mit den Daten wurde in drei wesentliche Schritte unterteilt: 1. die Selektion und Zusammenfassung der Einzelmessungen, 2. die tabellarische und graphische Darstellung der zusammengefassten Parameter und 3. der Gesamtüberblick über alle Probanden bzw. Patienten. Dabei wurde jede der drei Gruppen (Probanden JUNG und ALT sowie Patienten) einzeln betrachtet.

1. Auswahl und Zusammenfassung der Einzelmessungen

Da jede Messung auf Grund der Fehlerminimierung drei Mal wiederholt wurde, musste das **Arithmetische Mittel** aus den Daten (A1-A3) der jeweiligen Gewichtsklasse nach der Formel

$$A = \frac{A1 + A2 + A3}{3}$$

berechnet werden.

2. Tabellarische und graphische Darstellung

Die Parameter wurden mit Hilfe von Excel in Tabellen übernommen und durch entsprechende Diagramme graphisch veranschaulicht. Das führt dazu, dass jeder Proband bzw. Patient einen Datenstamm von 18 Tabellen bzw. Diagrammen besitzt, die in Tabelle 4 dargestellt werden.

Tabelle 4: Übersicht über den Datenstamm eines einzelnen Patienten

Nr.	Art des Parameters	Kadenz frei/ vorgegeben
0	Kadenz	
1	Schrittlänge	Frei
2	Schrittlänge	Vorgegeben
3	Schrittlänge normiert	Frei
4	Schrittlänge normiert	Vorgegeben
5	Schwung-, Standphase und Schrittzeit bei belastetem rechten bzw. amputierten Bein	Frei
6	Schwung-, Standphase und Schrittzeit bei belastetem rechten bzw. amputierten Bein	Vorgegeben
7	Schwung-, Standphase und Schrittzeit bei belastetem linken bzw. erhaltenen Bein	Frei
8	Schwung-, Standphase und Schrittzeit bei belastetem linken bzw. erhaltenen Bein	Vorgegeben
9	Schwung-, Standphase und Schrittzeit bei beiden belastetem Beinen	Frei
10	Schwung-, Standphase und Schrittzeit bei beiden belastetem Beinen	Vorgegeben
11	Asymmetrie der Schwung-, Standphase und Schrittzeit bei belastetem rechten bzw. amputierten Bein	Frei
12	Asymmetrie der Schwung-, Standphase und Schrittzeit bei belastetem rechten bzw. amputierten Bein	Vorgegeben
13	Asymmetrie der Schwung-, Standphase und Schrittzeit bei belastetem linken bzw. erhaltenem amputierten Bein	Frei
14	Asymmetrie der Schwung-, Standphase und Schrittzeit bei belastetem linken bzw. erhaltenem amputierten Bein	Vorgegeben
15	Asymmetrie der Schwung-, Standphase und Schrittzeit bei beiden belastetem Beinen	Frei
16	Asymmetrie der Schwung-, Standphase und Schrittzeit bei beiden belastetem Beinen	Vorgegeben
17	Geschwindigkeit	Frei
18	Geschwindigkeit	Vorgegeben

Eine ausführliche Erläuterung der jeweiligen Tabellen und Diagramme wird in Kapitel 4.2.1 vorgenommen.

3. Der Gesamtüberblick über alle Daten der Beteiligten

Nachdem die Daten aller Teilnehmer im Einzelnen ausgewertet wurden, wurden sie entsprechend der verwendeten Zusatzgewichte, umgeordnet. Dieses Vorgehen diente dazu, einen Gesamtüberblick über alle Ergebnisse zu bekommen und lieferte gleichzeitig die Vorbereitung für die statistische Auswertung.

4.2.1 Auswertung der Messparameter anhand des Beispiels der Schwungphase

Die Messergebnisse der Zeit- und Distanzparameter wurden tabellarisch und in Diagrammen erfasst. Die Auswertung verlief in prinzipiell gleicher Weise. Das folgende Kapitel dient dazu, die Auswertung der einzelnen Parameter zu verstehen, indem es die unterschiedlichen Betrachtungsweisen des jeweiligen Beins darstellt. Als Beispiel dient die Schwungphase eines amputierten Patienten, bei dem das rechte, in diesem Fall nicht erhaltene Bein, geprüft wird.

Tabelle 5: Beispiel einer Tabelle des Parameters „Schwungphase“ bei betrachtetem rechten, nicht erhaltenem Bein

Gewicht (g)	Schrittdauer (Sec)	Schwungphase (Sec)	Standphase (Sec)	Doppelschrittdauer (Sec)
-2800	0,6967	0,5027	0,8737	1,3763
-1866	0,7597	0,5107	0,8563	1,3670
-933	0,7837	0,5343	0,8937	1,4280
0	0,7127	0,5067	0,7877	1,2943
933	0,7807	0,5370	0,8367	1,3737
1866	0,7873	0,5543	0,8270	1,3813
2800	0,8060	0,5513	0,8450	1,3963
Steigung	1,45566E-05	9,03169E-06	-7,71721E-06	1,31447E-06

Tabelle 5 gibt einen Überblick über die Messzeiten des rechten, amputierten Beins. In der linken, ersten Spalte befinden sich die Zusatzgewichte [g]. Eine Belastung mit 0 g entspricht dabei dem unbelasteten amputierten Bein. Wird dieses rechte Bein nun mit zusätzlichen Gewichten beschwert, werden die eingetragenen Gewichte mit **positiven** Vorzeichen eingetragen; wird sein Ursprungsgewicht aber verringert, d.h. im Umkehrschluss, das linke Bein wird mit zusätzlichen Gewichten belastet, so erscheinen vor den vorgenommenen Gewichten **negative** Vorzeichen. Durch eine Vergrößerung bzw. Verringerung des Gewichtes und dem unbelasteten Ursprungsgewicht entsteht eine Tabelle mit sieben Zeilen. In der letzten, etwas abgesetzten Zeile befindet sich die Steigung der Regressionsgeraden. Diese wird im nachfolgenden Kapitel näher erläutert.

In den weiteren Spalten der Tabelle befinden sich nacheinander die Schrittzeit [sec], die Schwung- und Standphase [sec] sowie die Doppelschrittdauer [sec]. Die Schwungphase ist in diesem Fall zur Veranschaulichung dicker hervorgehoben.

Die so formatierten Daten wurden anschließend in ein Punktdiagramm übertragen (Abb. 18 a,b,c).

Legenden: Die jeweiligen Legenden der Diagramme geben Informationen über:

1. Gruppe: Proband oder Patient
2. Parameter: das belastete Bein (links – rechts; amputiert – erhalten); die vorgenommenen Gewichte
3. Kadenz: frei oder vorgegeben

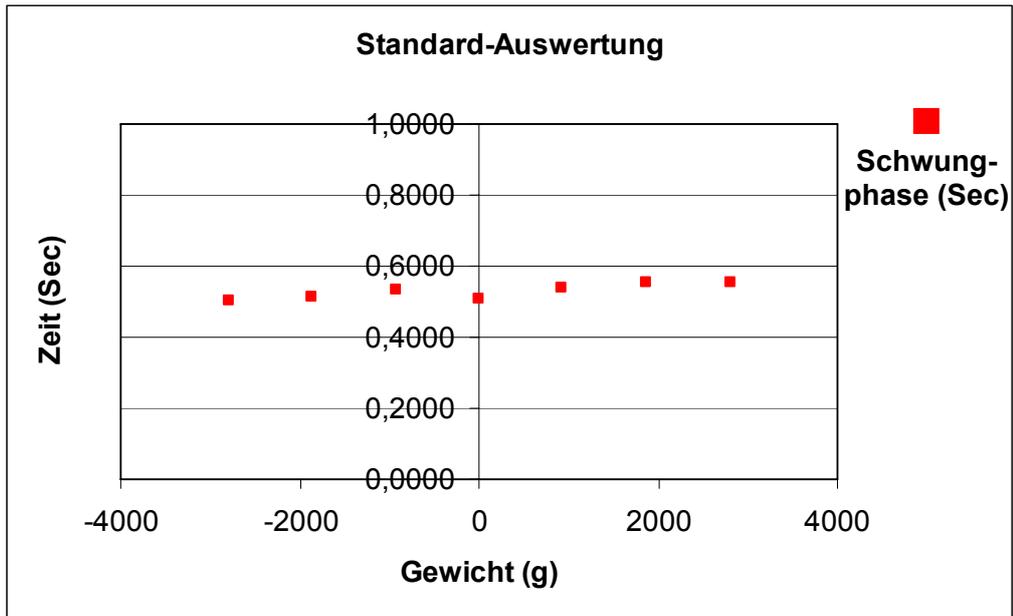


Abb. 18a: Beispiel eines Diagramms zum Parameter „Schwungphase“ bei betrachtetem rechten, nicht erhaltenen Bein

Die Ordinate (y-Achse) zeigt die Dauer der Schwungphase in Sec. Auf der Abszisse (x-Achse) werden die unterschiedlichen Gewichtsstufen [g] eingetragen.

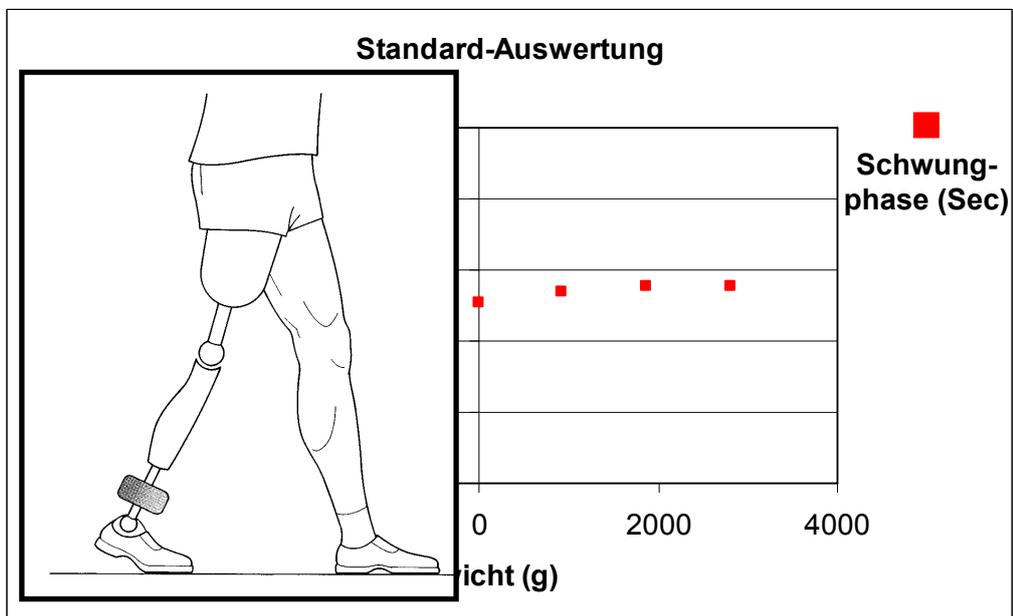


Abb. 18b: Beispiel eines Diagramms zum Parameter „Schwungphase“ bei betrachtetem rechten, nicht erhaltenen Bein. Dabei ist das **rechte Bein belastet**.

Betrachtet man ausschließlich den rechten Teil des Diagramms, so erkennt man die Werte, die bei einer Beschwerung des rechten, prothetisch

versorgten Beins erreicht werden. Sie sind positiv und zeigen die Werte bei Belastung der Prothese jeweils mit 933 g, 1866 g und 2800g.

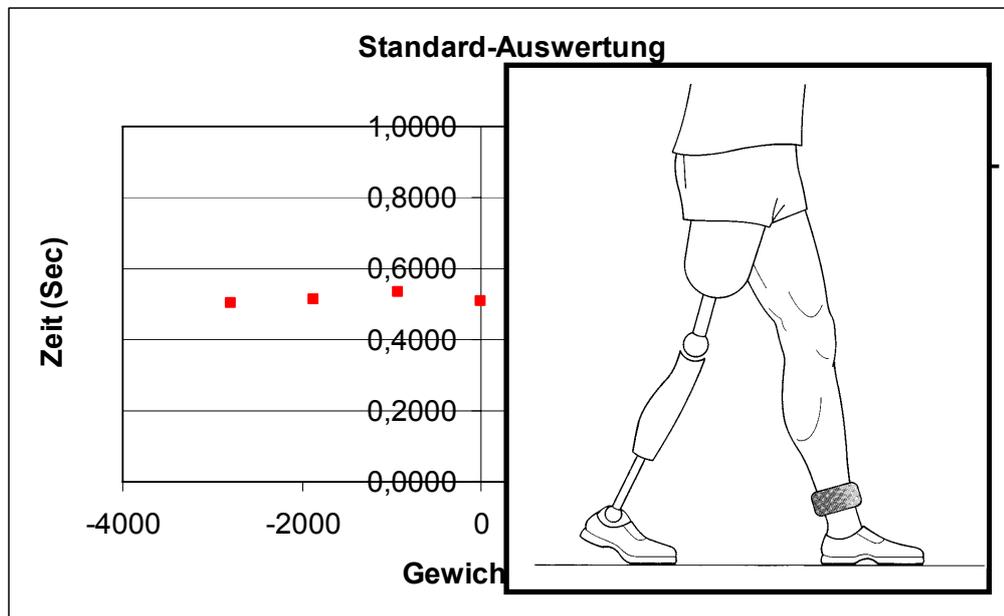


Abb. 18c: Beispiel eines Diagramms zum Parameter „Schwungphase“ bei betrachtetem rechten, nicht erhaltenen Bein. Dabei ist das **rechte Bein erleichtert** oder das **linke Bein beschwert**.

Bei Fokussierung des Blickes auf den linken Diagrammteil, erkennt man negative Werte auf der Abszisse. Die hier angezeigten Daten charakterisieren das Verhalten des **rechten Beins**, wenn das linke Bein belastet wird. Bei vorheriger ausgeglichener Nullbelastung ist das rechte Bein also leichter als zuvor. Dieser Sachverhalt wird durch die negativen Vorzeichen dargestellt und bedeutet, dass das rechte Bein im Vergleich zu seinem Ausgangsgewicht um 933 g – 2800 g leichter geworden ist.

4.2.1.1 Auswertung des Probandenkollektivs

Im Vergleich zu der gerade vorgestellten Auswertung des Patientenkollektivs, wurde bei der Darstellung des Probandenkollektivs eine abweichende Darstellung vorgenommen.

In den Diagrammen wurde nicht zwischen amputiertem und erhaltenem Bein unterschieden, sondern zwischen links und rechts.

Betrachtet man einen Menschen mit zwei gesunden Beinen, so stellt man fest, dass beide Beine das gleiche tun, nur in einer anderen Reihenfolge. Während

das eine Bein in der Schwungphase ist, ist das andere Bein in der Rolle des Standbeins und umgekehrt. Ebenso verhält es sich mit einer Gewichtsbeschwerung. Beschwerst man beispielsweise das rechte Bein mit einem zusätzlichen Gewicht, wird dieses im Vergleich zum Ausgangsgewicht schwerer und das linke (nach dem Gedankenmodell) leichter. Erhält das linke Bein das zusätzliche Gewicht ist dieses schwerer und das andere leichter. Die beiden Beine verhalten sich also immer genau spiegelbildlich. Aus diesem Grund wurden die beiden Diagrammhälften getrennt beurteilt und mit zwei unterschiedlichen Tendenzlinien versehen. Man betrachtet also auf der linken Diagrammhälfte das Verhalten der Gangparameter des „leichteren“ Beins und auf der rechten Seite des „schwereren“ Beins.

4.2.2 Mathematische Auswertung

4.2.2.1 Links-Rechts-Asymmetrie

In Tabelle 4 ist zu erkennen, dass neben den räumlichen und zeitlichen Parametern auch das Verhalten der beiden Beine in Form der **Asymmetrie** in Beziehung gesetzt wurde.

Für die Parameter Schrittzeit, Schwung- und Standphase wurde bei den Oberschenkelamputierten mit Hilfe der **Formel**:

$$A_{\text{amputiert}} = \frac{T_{\text{erhalten}} - T_{\text{amputiert}}}{T_{\text{erhalten}} + T_{\text{amputiert}}}$$

bzw. bei den Probanden mit zwei erhaltenen Beinen mit:

$$A_{\text{erhalten}} = \frac{T_{\text{links}} - T_{\text{rechts}}}{T_{\text{links}} + T_{\text{rechts}}}$$

die Asymmetrie des Gangbildes errechnet. **T** steht dabei für einen Zeitparameter, als die Dauer der Schwungphase, Standphase bzw. Schrittzeit in Sekunden:

$T_{\text{Schwungphase}}$

$T_{\text{Standphase}}$

$T_{\text{Schritteit}}$

Durch die oben genannten Formeln ergeben sich dann (hier am Beispiel des Amputierten dargestellt) die folgenden Grenzwerte:

1. Wenn die beiden Zeiten für die erhaltene und die amputierte Seite gleich sind, $T_{\text{erhalten}} = T_{\text{amputiert}}$, liegt **Symmetrie** vor und die Asymmetrie hat den Wert **0**.
2. Wenn $T_{\text{erhalten}} = 0$ oder $T_{\text{amputiert}} = 0$, dann ist das Gangbild komplett **asymmetrisch** und die Asymmetrie hat den Wert **1** ($T_{\text{amputiert}} = 0$) oder **-1** ($T_{\text{erhalten}} = 0$).

4.2.2.2 Lineare Regression: Achsenabschnitt und Steigung

Um die Streuung der einzelnen Messwerte auszugleichen und eventuelle Korrelationen zwischen den unterschiedlichen Messparametern und den Gewichten aufzuzeigen, wurde eine Regressionsanalyse in Form einer *einfachen linearen Regression* gewählt. Hierbei geht man davon aus, dass zwischen den beiden Merkmalen x (Zusatzgewicht) und y (ein Gangparameter oder einer Asymmetrieparameter) ein linearer Zusammenhang besteht. Die Gradengleichungen der **(empirischen) Regressionsgeraden (= Tendenzlinie)** von y auf x lautet:

$$y_i = mx_i + b,$$

wobei m die Steigung (**Regressionskoeffizient**) und b der y -Achsenabschnitt sei. Sie wurden mathematisch durch Microsoft Excel® bestimmt. Anschließend wurden die Punktwolke, die Regressionsgrade sowie deren Steigung zur Veranschaulichung in das Diagramm eingezeichnet (siehe Abb. 19).

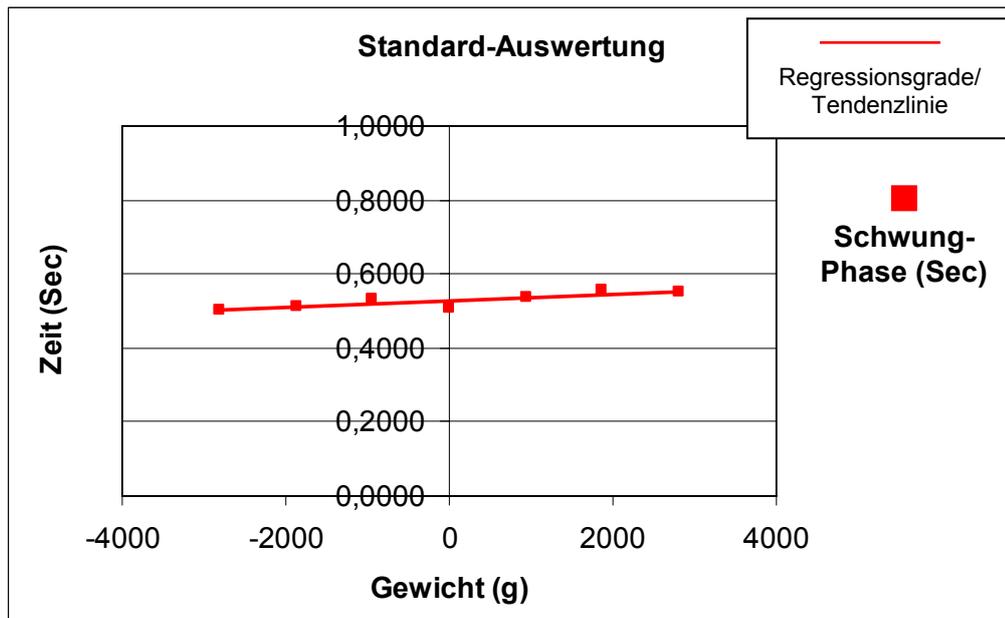


Abb. 19: Beispiel eines Diagramms zum Parameter „Schwungphase“ bei betrachtetem rechten, nicht erhaltenen Bein mit **Regressionsgrade**

Bei den Messungen bzw. deren Auswertung wurde für jeden Gangparameter darauf geachtet, dass jedem Gewicht ein entsprechender Messwert zugeordnet werden konnte. Werte die auf Grund einer zu großen Abweichung der Dauer in den positiven oder negativen Bereich nicht sinnvoll und zu den anderen Messwerten passend erschienen, wurden als Ausreißer protokolliert und eine Begründung für die offensichtliche Fehlbestimmung gesucht.

4.2.2.3 Größtmöglicher Fehler

Wie oben beschrieben, wurde die Tendenzlinie durch die Punktwolke der Messwerte gelegt. Sollte dabei ein Wert $\geq 5\%$ vom Mittelwert der anderen Werte abweichen, so wurde er manuell entfernt und in der Bildung der Tendenzlinie nicht berücksichtigt.

4.3 Statistische Auswertung

Bei dem hier verwendeten statistischen Verfahren, handelt es sich um einen verbundenen Mehrstichprobentest. Dieser setzt voraus, dass die Differenzen der Ergebnisse normalverteilt sind. Zur Prüfung der Normalverteilung wurde der t-Test genutzt, der die Hypothesen über den Erwartungswert der Normalverteilung prüft. Die Nullhypothese H_0 und die zweiseitige Alternativhypothese H_1 lauten:

H_0 : Die Asymmetrie verbessert sich mit zunehmendem Gewicht der Prothese

H_1 : Die Asymmetrie verändert sich nicht bzw. wird schlechter.

Das Signifikanzniveau der Ergebnisse wurde mit einer **Irrtumswahrscheinlichkeit** α von 0,05 bzw. mit einem p-Wert von $p \leq 5\%$ festgelegt.

Kapitel 5: Ergebnisse

In der folgenden Ergebnisdarstellung wird jeweils zunächst eine Einzelfallauswertung und dann das Gesamtergebnis dargestellt.

5.1 Darstellung der Ergebnisse am Beispiel einzelner Teilnehmer

5.1.1 Patient Nr. 16

Als Beispielpatient dient der Teilnehmer 16 aus der Gruppe der Oberschenkelamputierten. Seine Aktivitätsklasse wurde zwischen II - III eingeordnet. Er verlor auf Grund einer Kriegsverletzung vor 64 Jahren sein rechtes Bein. Zur Zeit ist er prothetisch mit einem C-Leg versorgt.

Im Folgenden werden seine Messergebnisse für die Parameter *Schrittzeit*, *Schwungphase*, *Standphase* und deren *Symmetrieverhalten*, sowie *Geschwindigkeit und Schrittlänge* dargestellt. Auf die Darstellung der Ergebnisse weiterer Parameter (z.B. Doppelschrittzeit, Kadenz) wird aus Gründen der Übersichtlichkeit verzichtet. Die Messungen erfolgten mit und ohne vorgegebene Kadenz, bei ausschließlicher Betrachtung des **amputierten** Beins.

Da die Erläuterung der einzelnen Diagrammteile bereits in Kapitel 4 erfolgte, beschränkt sich dieser Abschnitt auf die ermittelten Ergebnisse.

1. Schrittzeit, Schwung- und Standphase

Abbildung 20a zeigt die zeitlichen Parameter Schrittzeit, Schwung- und Standphase des amputierten Beins, wenn **keine Kadenz** vorgegeben wurde. Auf der Abszisse sind die Gewichte, auf der Ordinate die Zeiten aufgetragen. Es sind drei unterschiedliche Messergebnisse dargestellt, durch die jeweils eine Regressionsgerade gelegt wurde. Die Messungen sind durch Farben unterschieden. Die Messpunkte und Regressionsgerade in blau, rot und gelb repräsentierend Schrittzeit, die Schwungphase die Standphase.

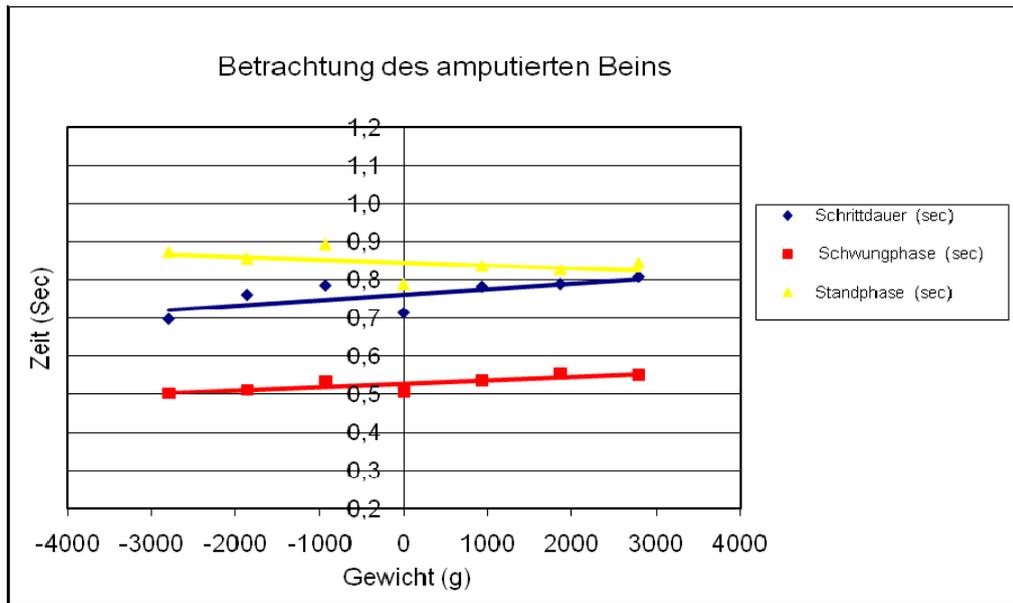


Abb. 20a: Gruppe: Patient (Nr. 16)
 Parameter: Zeitparameter (Schrittzeit, Schwung- und Standphase)
 Kadenz: **frei**
 Steigungen der Trendlinien: $ST: m = 14,6E-06 \text{ msec/kg}$; $SwT: m = 9,0E-06 \text{ msec/kg}$; $SsT: m = -7,7E-06 \text{ msec/kg}$

Bei diesem Patienten nehmen Schrittzeit um 14,6 sec/kg und Schwungphasendauer um 9 msec/kg mit zunehmendem Zusatzgewicht zu, während die Standphasendauer um -8 msec/g abgenommen hat.

Im Vergleich dazu werden in Abbildung 20b die gleichen Parameter mit **vorgegebener Kadenz** darstellt. Auch hier verlängert sich die Dauer der Schrittzeit (1 msec/kg). Die Schwungphase (-6 msec/kg) und die Standphase (-1 msec/kg) sind dagegen in diesem Fall verkürzt.

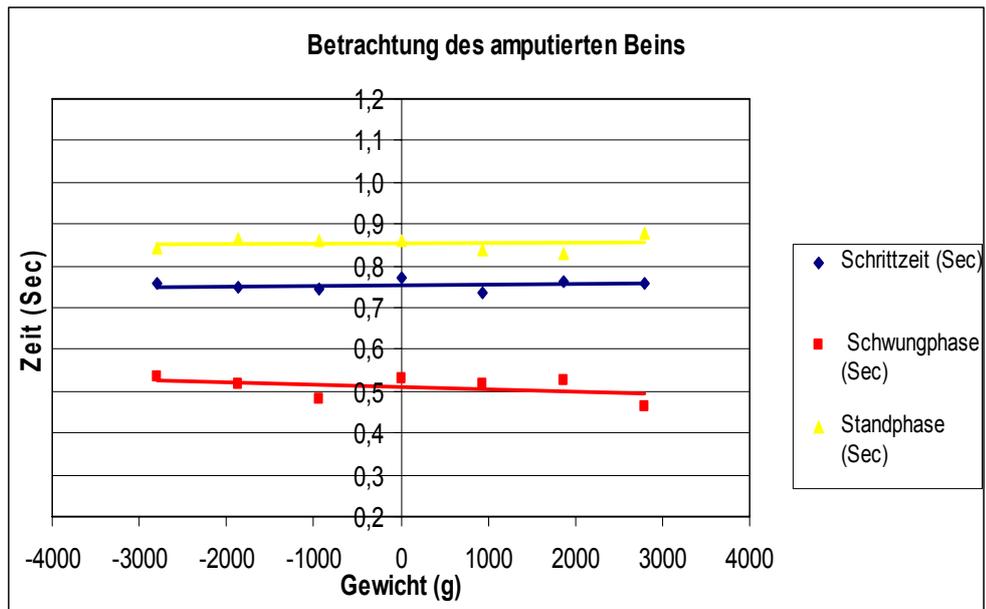


Abb. 20b: Gruppe: Patient (Nr. 16)
Parameter: Zeitparameter (Schrittzeit, Schwung- und Standphase)
Kadenz: vorgegeben
Steigungen der Trendlinien: ST: $m = -1,16E-06$ msec/kg ; SwT:
 $m = -6,1E-06$ msec/kg; SsT: $m = 1,1E-06$ msec/kg

2. Geschwindigkeit

Die Abbildungen 21a und b stellen entsprechend die Auswertung der Geschwindigkeit dar.

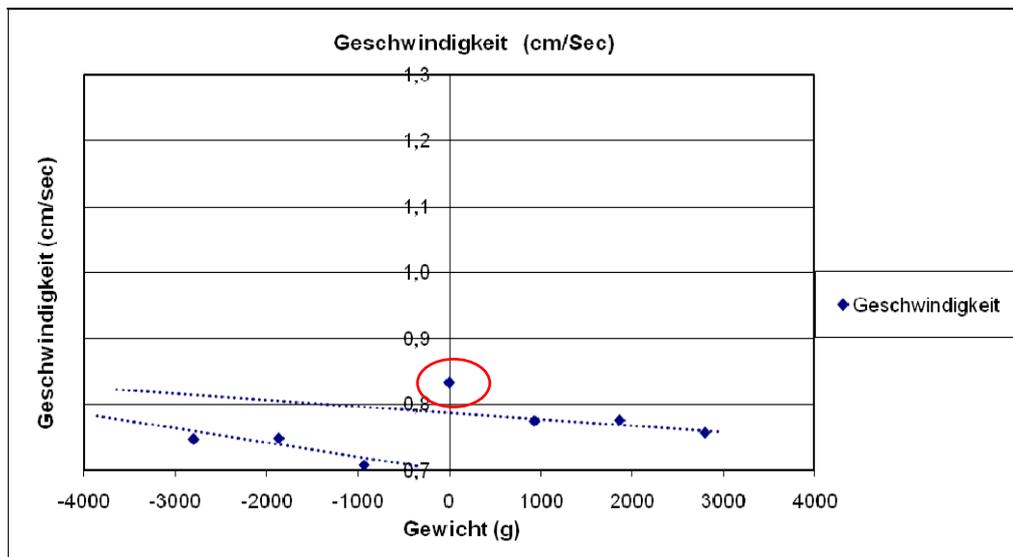


Abb. 21a: Gruppe: Patient (Nr. 16)
Parameter: Zeitparameter (Geschwindigkeit)
Kadenz: frei
Steigungen der Trendlinien: V belastet: $m = -94,8E-06$ (cm/sec)/g;
V unbelastet: $m = -21,0E-06$ (cm/sec)/g

Es wurde hier auf die Berechnung einer gemeinsamen Regressionsgeraden verzichtet und somit beide Diagrammhälften unabhängig von einander betrachtet, da zwar eine deutliche Abnahme der Geschwindigkeit bei einer Belastung mit einem Zusatzgewicht erkennbar ist, diese aber nicht linear ist. Die gestrichelte Linie zeigt die Regressionsgeraden der jeweiligen Diagrammhälfte an.

In Abb. 21a mit **freier Kadenz** zeigt sich, dass der Amputierte ohne Zusatzbelastung des einen oder anderen Beins, am schnellsten ist (0,83 m/sec). Je mehr seine Prothese mit zusätzlichen Gewichten belastet wird (rechte Diagrammhälfte), desto mehr verringert der Patient seine Geschwindigkeit, sodass er bei einem zusätzlichen Gewicht von 2800 g (0,76 m/sec) um 0,7 m/sec langsamer ist als zu Beginn der Messung. Wird die Prothese leichter, so erhöht sich die Geschwindigkeit (linke Diagrammhälfte), ist aber mit ihrem leichtesten Gewicht von -2800 g mit einem Wert von 0,78 m/sec immer noch langsamer als ohne Belastung.

Dabei ist zu beachten, dass der Ausgangswert ohne Zusatzgewicht nicht in die Berechnung der Regressionsgeraden eingeflossen ist, da er den größtmöglichen Fehler von 5% überschreitet.

Auch in Abb. 21b (bei **vorgegebener Kadenz**) kann diese Aussage bestätigt werden. Die Geschwindigkeit nimmt mit zunehmender Belastung ab: bei einer zusätzlichen Belastung von 933 g beträgt die Geschwindigkeit 0,78 m/sec und sinkt bei 2800 g (0,75 m/sec) um 0,035 m/sec ab. Bei einer Erleichterung des Beins um 1866 g steigt die Geschwindigkeit um 0,02 m/sec an. Bei -2800 g wird der Patient dagegen wieder langsamer (0,74 m/sec). Im Unterschied zu Abb. 20a ist der Patient mit einer Geschwindigkeit von 0,74 m/sec ohne Zusatzgewicht am langsamsten und führt dadurch im Mittel zu einer Beschleunigung der Geschwindigkeit bei zusätzlicher Belastung.

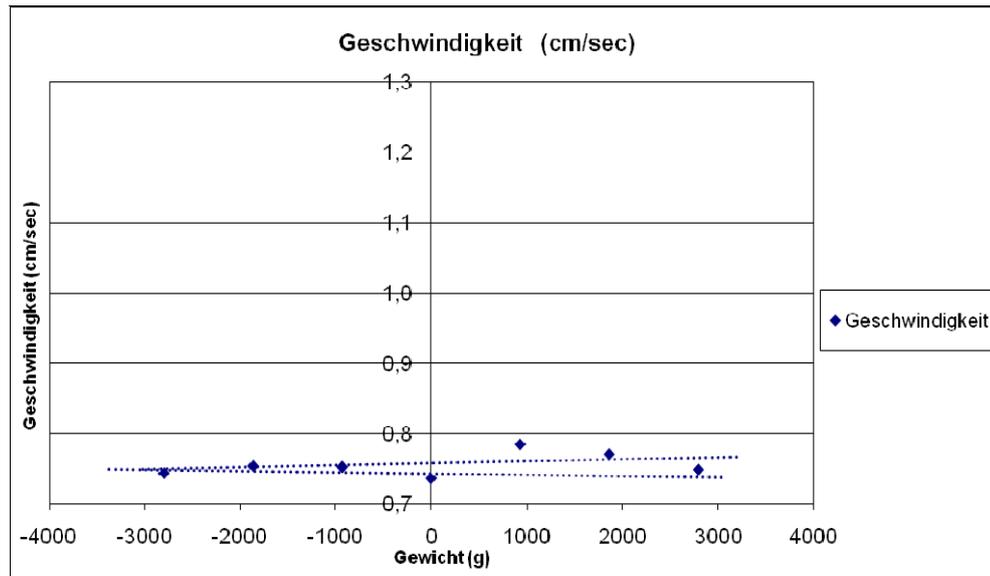


Abb. 21b: Gruppe: Patient (Nr. 16)
 Parameter: Zeitparameter (Geschwindigkeit)
 Kadenz: **vorgegeben**
 Steigungen der Trendlinien: V belastet: $m = 2,5E-06$ (cm/sec)/g ; V unbelastet:
 $m = -2,5E-06$ (cm/sec)/g

3. Schrittlänge

Die beiden nächsten Diagramme (Abb. 22a und b) stellen das Ergebnis des Distanzparameters, die Schrittlänge dar. Die Werte und die zugehörige Regressionsgerade sind rot eingezeichnet. Diagramm 22a zeigt die „Schrittlänge bei **freier Kadenz**“. Ohne Belastung beträgt diese 50,3 cm. Die mittlere Zunahme der Schrittlänge beträgt 0,54 cm/kg Zusatzgewicht.

Ein ähnlicher Trend zeigt auch Abb. 22b (**mit vorgegebener Kadenz**). Hier ist die Streuung der Punktwolke größer als in dem Diagramm zuvor. Im Trend nimmt die Schrittlänge mit einer Steigung von 0,14 cm/kg zu.

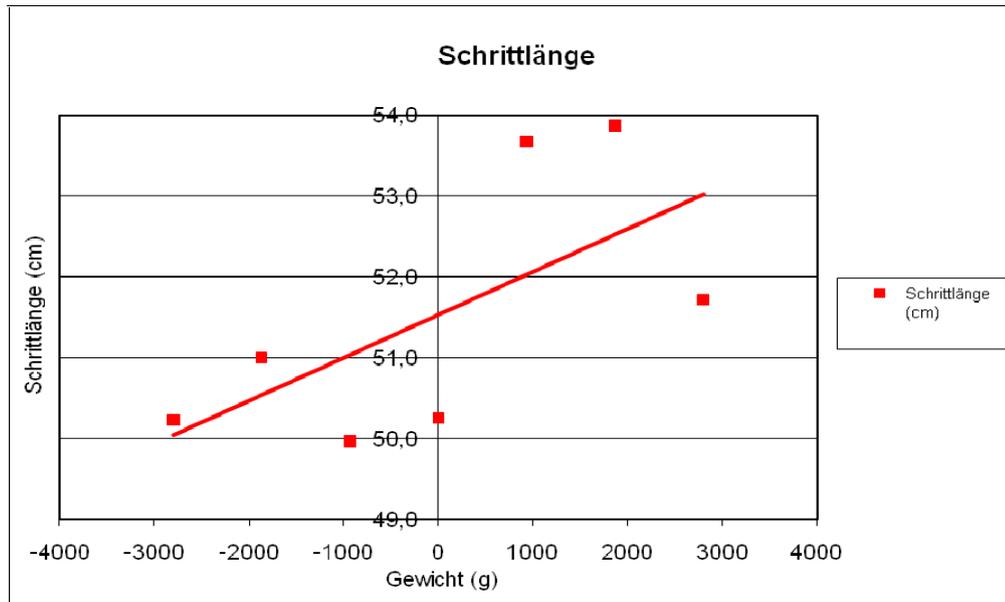


Abb. 22a: Gruppe: Patient (Nr. 16) Parameter: Distanzparameter (Schrittlänge)
Kadenz: frei
 Steigungen der Trendlinien: SL: $m = 5,4E-06$ cm/kg;

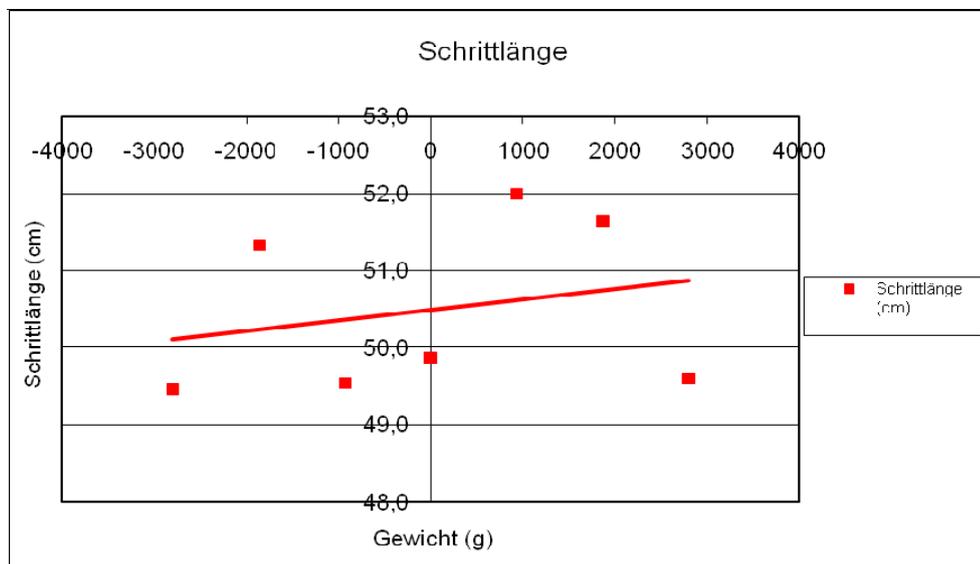


Abb. 22b: Gruppe: Patient (Nr. 16)
Parameter: Distanzparameter (Schrittlänge)
Kadenz: vorgegeben
 Steigungen der Trendlinien: SL: $m = 1,4E-06$ cm/kg;

4. Symmetrieverhalten von **Schrittzeit**, **Schwung-** und **Standphase**

In Abb. 23a und b ist die amputiertes-Bein-erhaltenes-Bein-Asymmetrie, ein dimensionsloser Parameter, auf der Y-Achse aufgetragen. Die Steigung der Tendenzlinie sagt dabei etwas darüber aus, ob sich die Asymmetrie mit dem zusätzlichen Gewicht verändert und in welche Richtung die Veränderung erfolgt. Je größer die Asymmetriewerte von „0“ abweichen, desto größer ist der amputiertes-Bein-erhaltenes-Bein-Unterschied. Eine Zunahme der Symmetrie herrscht immer dann vor, wenn sich die Regressionsgerade in die Richtung der Ordinate (**0**) bewegt, eine Zunahme der Asymmetrie, wenn sie entweder in die positive Richtung (**+1**) oder in die negative Richtung (**-1**) abweicht. In Abb. 22a (Asymmetrie **ohne vorgegebene Kadenz**) starten alle drei Punktwolken von Schrittzeit, Schwung- und Standphase bei minimaler Belastung (-2800g) in der kleinsten Entfernung zur Nulllinie. Der y-Achsenabschnitt der Regressionsgeraden der Standphase ist dabei positiv, der von Schwungphase bzw. Schrittzeit negativ. Je größer das zusätzliche Gewicht wird, desto größer wird der Abstand aller drei Geraden zur Ordinate. Die Gerade der Schrittzeit fällt um -1,8 %/kg und die der Schwungphase um -0,9 %/kg, während die der Standphase um 0,8 %/kg ansteigt. Alle drei Geraden bewegen sich also mit zunehmendem Gewicht von der Nulllinie weg und damit in Richtung Asymmetrie. Dabei ist der Punkt ohne Belastung bereits asymmetrisch, d.h. er hat einen größeren Abstand zur X-Achse als der Punkt bei geringster Belastung von -2800 g.

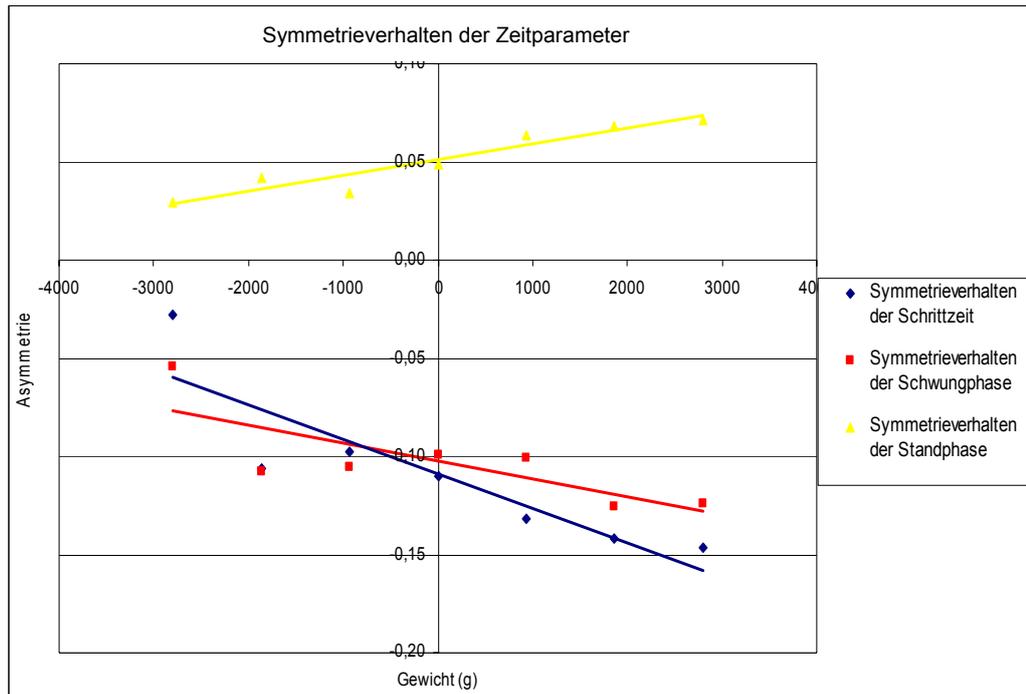


Abb. 23a: Gruppe: Patient (Nr. 16)
 Parameter: Symmetrieverhalten der Zeitparameter
 Kadenz: frei
 Steigungen der Trendlinien: ST: $m = -17,6E-06$ %/kg; SwT:
 $m = -9,2E-06$ %/kg; SsT: $m = 8,1E-06$ %/kg

Während sich die Regressionsgerade der Schrittzeit in Abb. 22b (Asymmetrie mit vorgegebener Kadenz) mit einer Steigung von $-0,5$ %/kg von der Nulllinie entfernt, nähern sich sowohl die Gerade der Schwung- ($0,5$ %/kg) als auch die der Standphase ($-0,2$ %/kg) der Nulllinie an und werden somit symmetrischer. Die y-Achsenabschnitte von Schwungphase und Schrittzeit sind dabei wieder negativ, der der Standphase positiv.

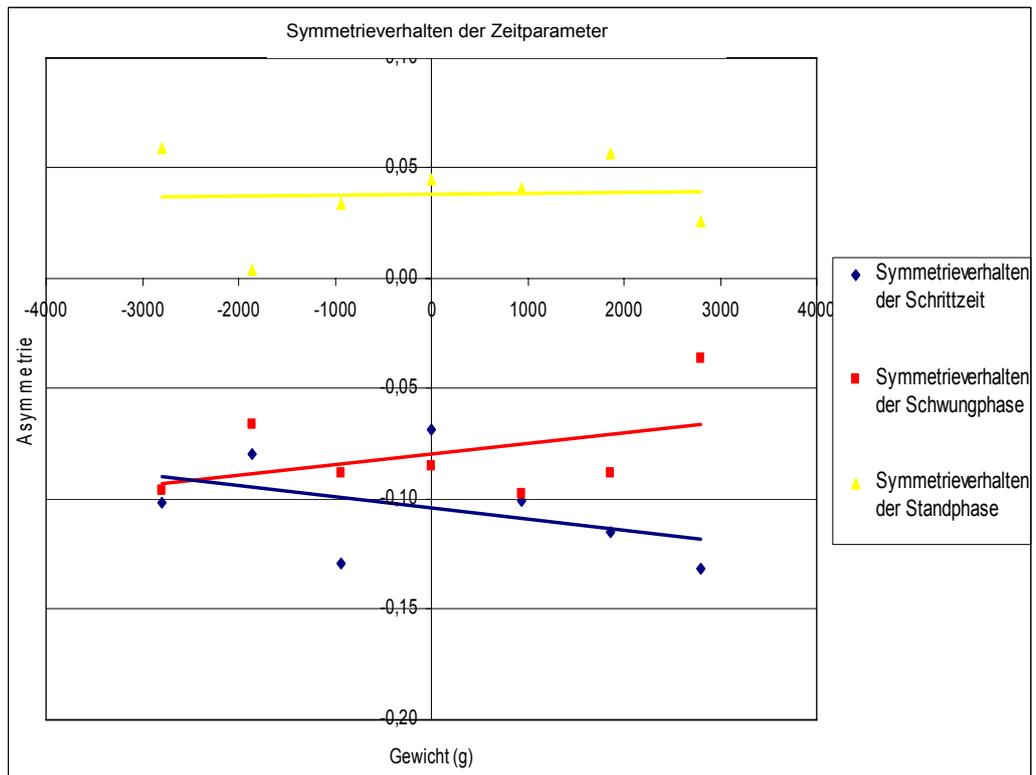


Abb. 23b: Gruppe: Patient (Nr. 16)
 Parameter: Symmetrieverhalten der Zeitparameter
 Kadenz: vorgegeben
 Steigungen der Trendlinien: ST: $m = -5,0,6E-06$ %/kg; SwT:
 $m = 4,9E-06$ %/kg; SsT: $m = 2,5E-06$ %/kg

5.1.2 Probandin Nr. 15

In diesem Kapitel erfolgte die Vorstellung der Ergebnisse einer gesungen nicht-amputierten Probandin mit der laufenden Nummer 15. Sie war zum Zeitpunkt der Messung 22 Jahre alt und gehört somit der Probandengruppe „JUNG“ an. Die Person ist sportlich aktiv und gab als nennenswerte Nebendiagnose in ihrer Anamnese jeweils eine Außenbandruptur des rechten bzw. des linken oberen Sprunggelenkes an. Die Auswahl der Probandin zur exemplarischen Vorstellung in diesem Kapitel erfolgte rein zufällig.

Ebenso wie bei dem zuvor gezeigten Patienten werden die Gangparameter und deren Asymmetrie der Reihe nach vorgestellt. Im Unterschied zur Patientenvorstellung haben die Probanden zwei erhaltene Beine, sodass erst das rechte Bein mit Erhöhung bzw. Verringerung der Gewichte vorgestellt wird und anschließend das linke Bein. Beide Darstellungen erfolgen mit und ohne

vorgegebene Kadenz. Simultan zu den Patienten wurde zur Erhöhung der Belastung des untersuchten Beins das entsprechende Bein mit Gewichten beschwert und zu Darstellung einer Erleichterung des untersuchten Beins das Gewicht des Beins der Gegenseite erhöht und das betrachtete Bein dadurch „erleichtert“. Dabei arbeiten die beiden Beine spiegelbildlich, da bei einer Erhöhung des Gewichtes des einen Beins, das Gewicht des anderen Beins erniedrigt wird (siehe auch Kapitel 4). Exemplarisch werden daher nur die Ergebnisse des rechten Beins in Diagrammen gezeigt, die des Linken finden sich im Text.

Auf die Darstellung der Ergebnisse mit symmetrischer Belastung beider Beine wird verzichtet, da sich dadurch keine Referenzdaten für den Vergleich mit amputierten Patienten ergeben.

1. Schrittzeit, Schwung- und Standphase

In den nachfolgenden vier Diagrammen werden die Ergebnisse der Betrachtung des **rechten** Beins (Abb. 24a) und des **linken** Beins mit **freier Kadenz** sowie die des rechten Beins (Abb. 23b) bzw. des linken Beins mit **vorgegebener Kadenz** vorgestellt.

Bei einer zunehmenden **Belastung des rechten Beins ohne vorgegebene Kadenz** (Abb. 24a) nimmt bei belastetem rechten Bein die Schrittzeit um 36 msec/kg zu. Ebenso verhalten sich die Dauern der Schwung- und Standphase. Sie steigen um 26,7 msec/kg bzw. 41 msec/kg an. Bei einer Minderung des Zusatzgewichtes steigen alle drei Parameter an: Schrittzeit: 20,5 msec/kg, Schwungphase 18,4 msec/kg und Standphase 50 msec/kg.

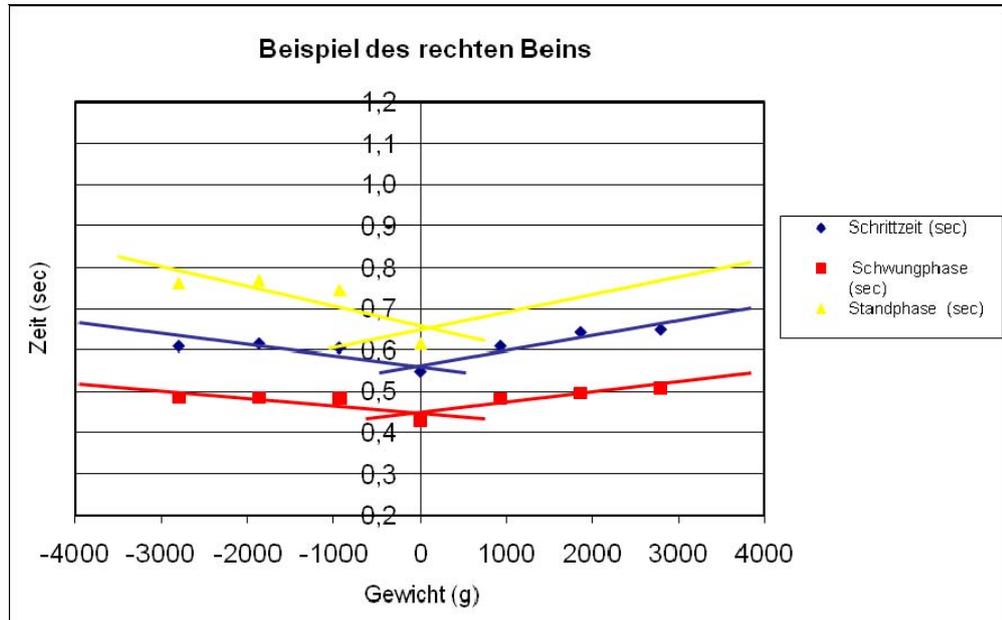


Abb. 24a: Gruppe: Probandin (Nr. 15)
 Parameter: Zeitparameter (Schrittzeit, Schwung- und Standphase)
 Kadenz: frei
 Steigungen der Trendlinien: ST_{re} : $m = 35,9E-06$ msec/kg; ST_{li} :
 $m = -20,5E-06$ msec/kg; SwT_{re} :
 $m = 26,9E-06$ msec/kg; SwT_{li} :
 $m = -18,4E-06$ msec/kg; SsT_{re} :
 $m = 41,0E-06$ msec/kg; SsT_{li} : $m = -49,8E-06$ sec/kg

In Abb. 24b (Betrachtung des rechten Bein **mit vorgegebener Kadenz**) zeigen sich Zunahmen der Dauer von Schrittzeit (7,4 msec/kg) und der Schwungphase (3,6 msec/kg) bei einer zusätzlichen Belastung des rechten Beins. Die Standphase nimmt dagegen um 3,2 msec/kg ab. Bei einer Gewichtsminderung verringern ebenfalls die Schrittzeit und die Schwungphase um 14,8 bzw. 12,4 msec/kg an. Die Dauer der Standphase steigt um 1,2 msec/kg.

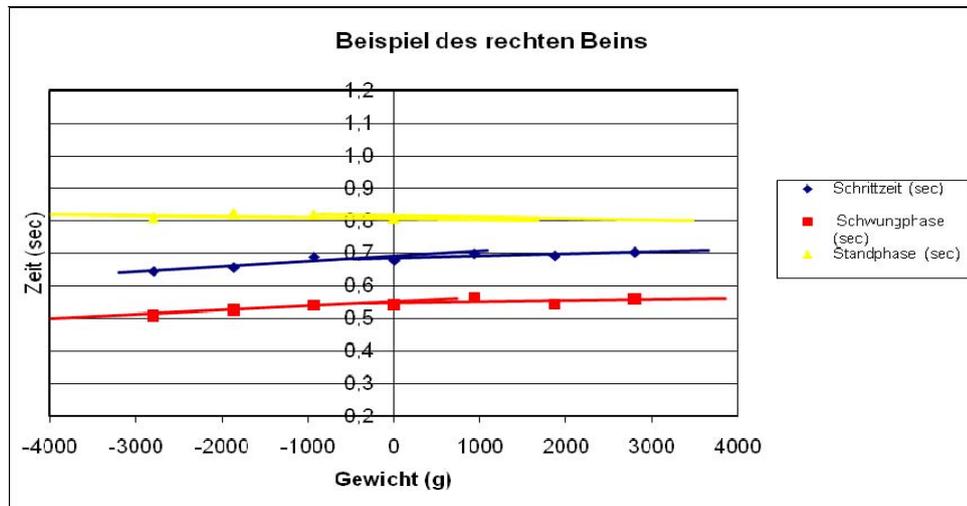


Abb. 24b: Gruppe: Probandin (Nr. 15)
Parameter: Zeitparameter (Schrittzeit, Schwung- und Standphase)
Kadenz: **vorgegeben**
Steigungen der Trendlinien: ST re: $m = 7,41E-06$ msec/kg, ST li:
 $m = 14,8E-06$ msec/kg; SwT re:
 $m = 3,6E-06$ msec/kg, SwT li:
 $m = 12,4E-06$ msec/kg; SsT re :
 $m = - 3,2E-06$ msec/kg, SsT li:
 $m = - 1,2E-06$ msec/kg

Das Resultat des **linken Beins** wird nicht grafisch, sondern nur im Text dargestellt. Es zeigt im Vergleich zum rechten Bein ein identisches, spiegelbildliches Verhalten. Bei einer Belastung des linken Beins nehmen alle drei Zeitparameter zu: die Schrittzeit um 30 msec/kg, die Schwungphase um 40 msec/kg und die Standphase um 50 msec/kg.

Anders dagegen stellen sich die Ergebnisse der Gangparameter des linken Beins **bei vorgegebener Kadenz** dar. Hier zeigt sich bei einer Zusatzbelastung links lediglich bei der Dauer der Schrittzeit ein Anstieg um 3,2 msec/kg. Die Länge der Schwungphase ändert sich nicht, die der Standphase verkürzt sich um $- 10$ msec/kg. Bei einer Erleichterung des Beins steigen die Dauern der drei Parameter an. Die der Schrittzeit erhöht sich um 3 msec/kg, die der Schwung- und Standphase um jeweils 1 msec/kg.

2. Geschwindigkeit

In den Abbildungen 25a und b folgen die Ergebnisse der Geschwindigkeit. Aufgetragen sind die Geschwindigkeiten des rechten Beines. Anhand der Steigungen ist zu erkennen, dass es sich um eine spiegelbildliche Auftragung der Werte handelt, da die Geschwindigkeit die Gehstrecke dividiert durch die Gehzeit ist. Die Geschwindigkeit des rechten Beins bei einer Beschwerung desselbigen Beines entspricht dabei der Geschwindigkeit des so erleichterten linken Beines und umgekehrt.

Die Punktwolke und Regressionsgerade des rechten Beins sind dabei in blau, dargestellt. Auch hier müssen beide Diagrammhälften isoliert voneinander betrachtet werden (s.o.).

Abb. 25a stellt die Geschwindigkeiten beider Beine **ohne vorgegebene Kadenz** vor. In unbelastetem Zustand bewegt sich die Probandin mit einer Geschwindigkeit von 1,22 m/sec am schnellsten. Eine steigende (Zusatz)belastung des rechten Beins veranlasst sie zu einer maximalen Abnahme der Gehgeschwindigkeit um 19,4 m/sec bei 1866 g. Eine Gewichtsverringerung des Beines führt dabei nicht zu einer Erhöhung der Geschwindigkeit, sondern ebenfalls zu einer Verminderung. So sinkt die Geschwindigkeit bei einer Erleichterung des Gewichtes um max. 21 cm/sec bei 1866 g. Das gilt sowohl für das linke als auch für das rechte Bein.

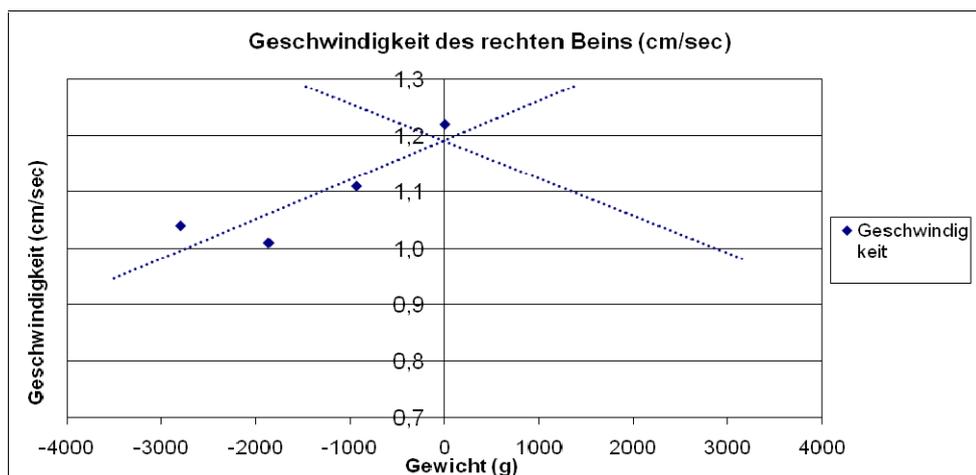


Abb. 25a: Gruppe: Probandin (Nr. 15)
 Parameter: Zeitparameter (Geschwindigkeit)
 Kadenz: frei
 Steigungen der Trendlinien: V_{re} : $m = -65,4E-06$ cm/sec; V_{li} :
 $m = 68,6E-06$ cm/sec

Eine Zunahme der Belastung führt in Abb. 25b (bei **vorgegebener Kadenz**) bei einem Ausgangswert von 100,3 cm/sec (unbelastet) zu einer maximalen Abnahme der Geschwindigkeit um 5,5 cm/sec auf 0,95 m/sec bei einer zusätzlichen Belastung von 1866 g und anschließend zu einer Beschleunigung auf 0,97 m/sec bei einem Gewicht von 2800 g. Eine Gewichtsverringerung führt, im Gegensatz zur freien Kadenz, zu einer Beschleunigung von max. 5,9 cm/sec. Auch hier bewegt sich die Probandin mit 1 cm/Sec in völlig unbelastetem Zustand am schnellsten.

Durch die spiegelbildliche Auftragung der Daten, ähneln die Ergebnisse des linken Beins stark denen des Rechten.

Bei **freier Kadenz** kommt es bei einem Gewicht von 1866 g zu einer maximalen Geschwindigkeitsverringerung von 21 Sekunden von 1,22 m/sec auf 1,01 m/sec, wobei auch hier die Geschwindigkeit bei einer Belastung von 2800 g wieder auf 1,04 m/sec ansteigt. Eine Abnahme der Belastung führt in diesem Fall zu einer Beschleunigung von max. 19,4 cm/sec.

Im Versuchsaufbau mit **vorgegebener Kadenz** kommt es bei einer Zunahme des Gewichtes auch gleichzeitig zu einer Zunahme der Geschwindigkeit um max. 7 cm/sec. Auch eine Gewichtsabnahme führt zu einer Verlangsamung der Geschwindigkeit um max. 5,5 cm/sec.

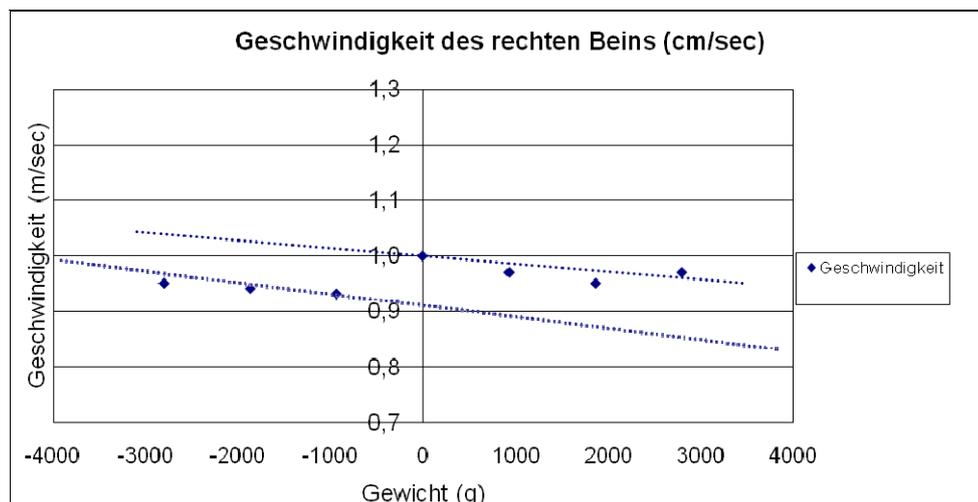


Abb. 25b: Gruppe: Probandin (Nr. 15)
Parameter: Zeitparameter (Geschwindigkeit)
Kadenz: **vorgegeben**
Steigungen der Trendlinien: \underline{V}_{re} : $m = -11,8E-06$ cm/sec; \underline{V}_{li} :
 $m = 15E-06$ cm/sec

3. Schrittlänge

Die Abbildungen 26a und b zeigen die Ergebnisse der Schrittlänge beider Beine mit und ohne vorgegebene Kadenz. Die Farbwahl ist wie zuvor.

Abb. 26a (Schrittlänge **ohne vorgegebene Kadenz**) zeigt eine Zunahme der Schrittlänge des rechten Beins. Ist das betrachtete Bein am leichtesten (-2800 g), so beträgt die Länge eines Schrittes 63,3 cm. Bei einer anschließenden stetigen Gewichtszunahme bis max. 2800 g ist die Schrittlänge dann 65,2 cm, d.h. sie hat sich um 1,9 cm verlängert. Das entspricht insgesamt einer linearisierten Zunahme von 0,57 cm/kg (nicht eingezeichnet). Auch die Schrittlänge des linken Beins verlängerte sich um 0,57 cm/kg und zwar von minimalen 61,8 cm bei -1866 g bis auf max. 66,6 cm bei 933 g. Das entspricht einer Zunahme von 4,8 cm. Bei einem zusätzlichen Gewicht von 1866 g bzw. 2800 g sinkt sie geringfügig ab.

Das gleiche Ergebnis zeigt sich auch dann, wenn die **Kadenz vorgegeben** wurde (siehe Abb. 26b). Es fällt sogar etwas deutlicher aus, sodass man bei dem rechten Bein eine Schrittlängenzunahme von 4,4 cm und damit eine Steigerung von 1,2 cm/kg verzeichnen konnte. Die Schrittlänge des linken Beins zeigt ebenfalls eine Verlängerung um maximal 5,3 cm, also durchschnittlich 0,3 cm/kg. Die kürzeste Schrittlänge beträgt dabei bei -1866 g 61,6 cm und die Längste 66,9 als Ausgangswert (0 g).

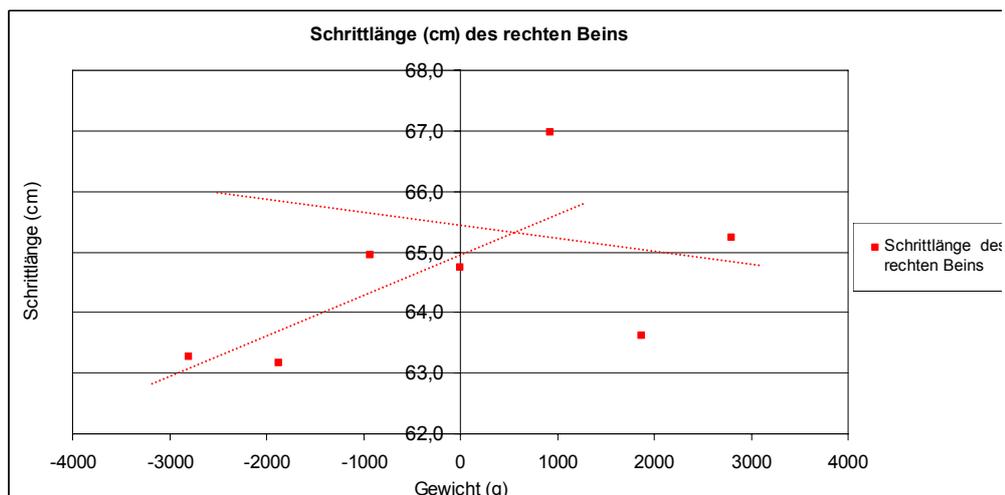


Abb. 26a: Gruppe: Probandin (Nr. 15)
Parameter: Distanzparameter (Schrittlänge)
Kadenz: frei
 Steigungen der Trendlinien: SL re: $m = 700E-06$; SL li: $m = -200E-06$

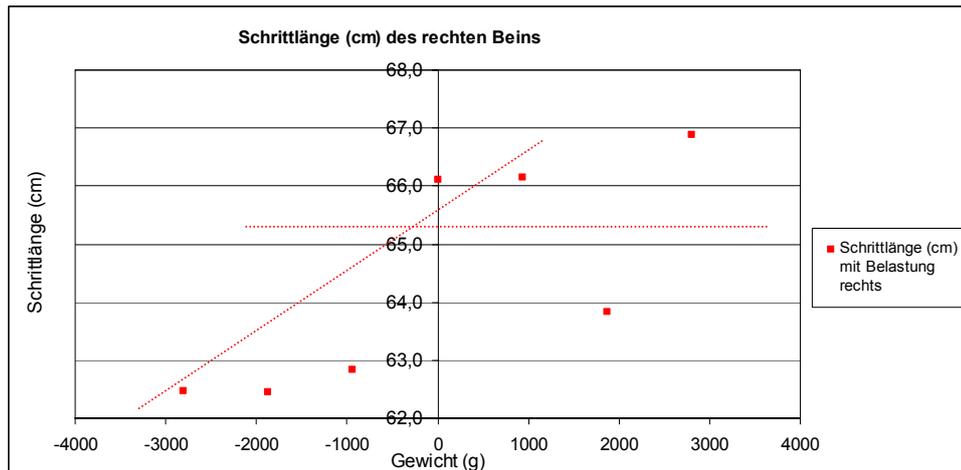


Abb. 26b: Gruppe: Probandin (Nr. 15)
 Parameter: Distanzparameter (Schrittlänge)
 Kadenz: vorgegeben
 Steigungen der Trendlinien: SL re: $m = 2,4E-06$; SL li: $m = 1210E-06$

Eine getrennte Betrachtung beider Beine wird durch die eingezeichneten Tendenzlinien verdeutlicht: bei Verwendung eines Zusatzgewichtes mit freier Kadenz wird die Schrittlänge des rechten (70 cm/kg) und des linken (20 cm/kg) Beins geringer. Bei vorgegebener Kadenz wird sie bei zusätzlicher Belastung des rechten Beins kaum verändert (0,24 cm/kg), beim linken Bein fällt sie dagegen um 121 cm/kg an.

4. Symmetrieverhalten von Schrittzeit, Schwung- und Standphase

Es folgen die Ergebnisse des Symmetrieverhaltens der Rechts-Links-Asymmetrie von Schrittzeit, Schwung- und Standphase.

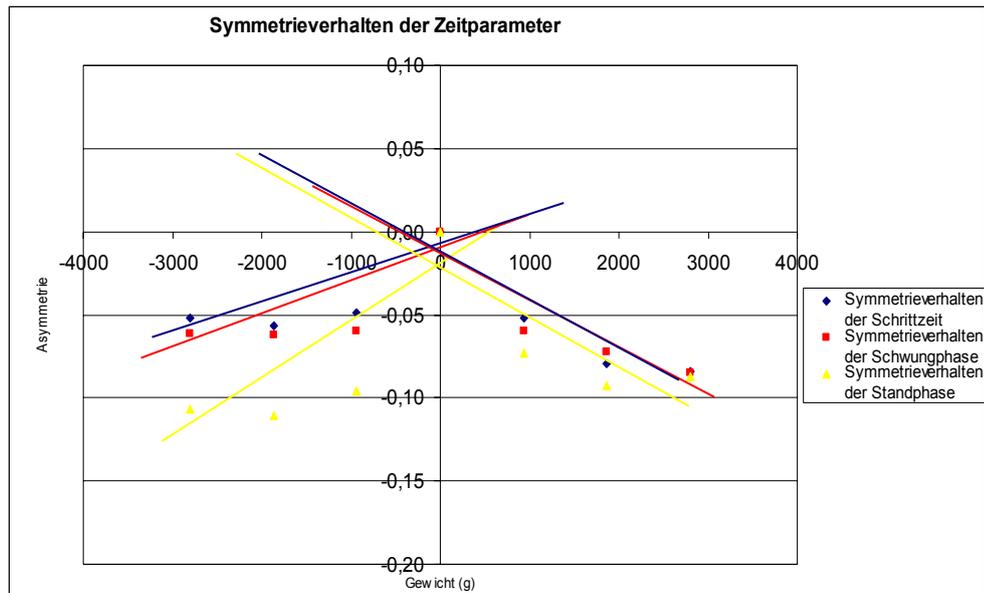


Abb. 27a: Gruppe: Probandin (Nr. 15)
Parameter: Symmetrieverhalten der Zeitparameter
Kadenz: frei
Steigungen der Trendlinien: ST re: $m = -29,8E-06$, ST li: $m = 17,6E-06$;
SwT re: $m = -28,7E-06$, SwT li: $m = 20,0E-06$;
SsT re: $m = -30,2E-06$, SsT li: $m = 36,0E-06$

In den Abbildungen 27a und b erfolgt die Präsentation des Symmetrieverhaltens des betrachteten rechten Beins. Bei **freier Kadenz** zeigt sich, dass bei einer zusätzlichen Belastung des rechten Beins sowohl Schrittzeit, als auch Schwung- und Standphase in die negative Richtung von der x-Achse (= Symmetrieachse) abweichen. Bei der Geraden der Schrittzeit und Standphase beträgt die Steigung -3 %/kg , bei der der Schwungphase $-2,9 \text{ %/kg}$. Alle drei Zeitparameter haben eine negative Asymmetrie, die sich mit zunehmender Belastung vergrößert. Auch bei einer Verringerung des Gewichtes des rechten Beins (und damit einer Zunahme des Gewichtes des linken Beins) nimmt der Abstand aller drei Zeitparameter zur x-Achse zu (linke Diagrammhälfte). Alle haben eine negative Asymmetrie, die sich aber mit einem zunehmendem Gewicht verringert. Die Steigungen betragen in Einzelnen: ST $1,8 \text{ %/kg}$, SwT 2 %/kg und SsT $3,6 \text{ %/kg}$. Alle Geraden schneiden sich dabei im Punkt (0;0).

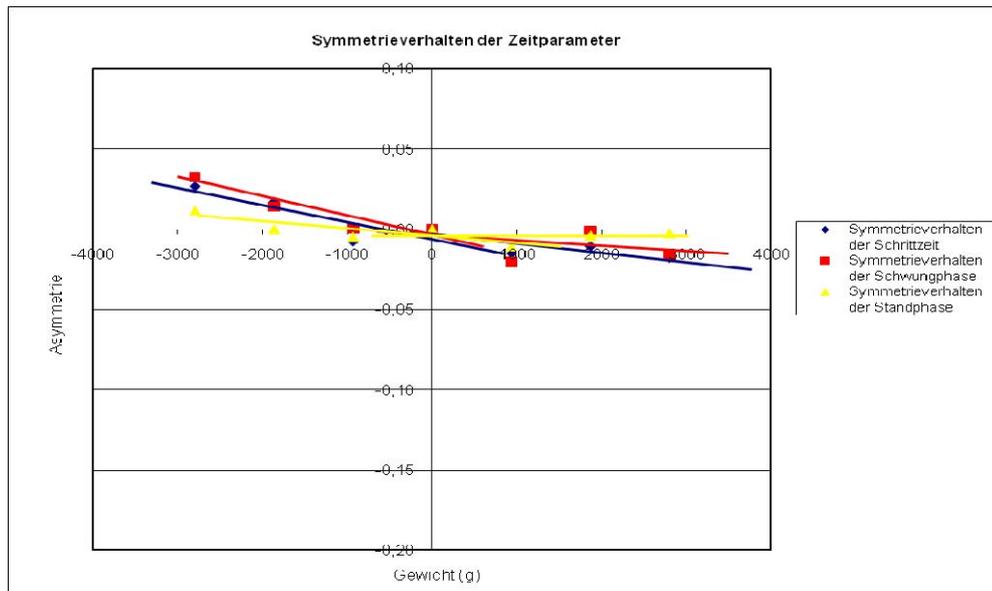


Abb. 27b: Gruppe: Probandin (Nr. 15)
Parameter: Symmetrieverhalten der Zeitparameter
Kadenz: vorgegeben
Steigungen der Trendlinien: ST re: $m = -5,3E-06$ %/kg, ST li: $m = -11,2E-06$ %/kg; SwT re: $m = -1,01E-06$ %/kg; SwT li: $m = -4,2E-06$ %/kg;
SsT re: $m = -3,3E-06$ %/kg,
SsT li: $m = -11,9E-06$ %/kg

Bei **vorgegebener Kadenz** sinken alle drei Regressionsgeraden sowohl bei einem belasteten linken als auch einem belasteten rechten Bein ab. Bei einem erschwerten rechte Bein beträgt die Steigung der Geraden der Schrittzeit $-0,5\%/kg$, die der Schwungphase $-0,1\%/kg$ und die der Standphase $-0,3\%/kg$. Die Steigungen eines belasteten linken Beins sind: Schrittzeit: $-0,1\%/kg$, Schwungphase $-0,4\%/kg$ und Standphase $-0,1\%/kg$.

5.1.3 Zusammenfassung in Kürze

Die Tabellen 6 und 7 stellen die Ergebnisse der beiden vorgestellten Personen zusammengefasst dar:

Tabelle 6 : Zusammenfassung der Ergebnisse der Zeit- und Distanzparameter für Patient Nr. 16 und Proband Nr. 15

	Kadenz frei					Kadenz vorgegeben				
	ST	SwT	StT	V	SL	ST	SwT	StT	V	SL
OS- amputierter Patient Nr. 16	↑ 14,6 msec/ kg	↑ 9 msec /kg	↓ -7,7 msec /kg	↓ max. 7,6 Sec	↑ 0,54 cm/ kg	↓ -1,1 msec /kg	↓ -6,1 msec/ kg	↑ 1,1 msec /kg	↑* max. 3,5 Sec	↑ 0,14 cm/ kg
Probandin mit 2 erhaltenen Beinen Nr. 15 → <u>rechtes</u> Bein	↑ 35,9 msec/ kg	↑ 26,9 msec/ kg	↑ 41,0 msec /kg	↓ -6,5 cm/ sec/ kg	↓ 70 cm/ kg	↑ 7,41 msec /kg	↑ 3,6 msec/ kg	↓ -3,2 msec /kg	↓ -1,2 cm/ sec/ kg	↑ 0,2 cm/ kg
Probandin mit 2 erhaltenen Beinen Nr. 15 → <u>linkes</u> Bein**	↑ -20,5 msec/ kg	↑ -18,4 msec/ kg	↑ -49,8 msec /kg	↓ -6,9 cm/ sec/ kg	↓ -20 cm/ kg	↓ 14,8 msec /kg	↓ 12,4 msec/ kg	↑ -1,2 msec /kg	↑ 1,5 cm/ sec/ kg	↓ 121 cm/ kg

↑ = Zunahme der Dauer des Parameters; ↓ = Abnahme der Dauer des Parameters; * sowohl bei Prothesenbeschwerung als auch bei Prothesenerleichterung kommt es zu einer geringen Zunahme der Geschwindigkeit; ** die einzelnen Diagrammhälften sind spiegelbildlich vom Nullpunkt aus zu betrachten, dabei bedeutet eine Abnahme des Gewichtes des rechten Beins, eine Zunahme des Gewichtes des linken Beins

Tabelle 6 zeigt die **Ergebnisse der Zeitparameter und des Distanzparameters** von Patient Nr. 16 und Proband Nr.15 bei freier und vorgegebener Kadenz. Die beiden erhaltenen Beine der Probandin sind einzeln dargestellt.

Freie Kadenz

1. Zunahme der Schrittzeit und Schwungphase bei Patient und Probandin
2. Abnahme der Standphase beim Patienten
3. Zunahme der Standphase beider Beine bei der Probandin
4. Abnahme der Geschwindigkeit bei Beiden
5. Zunahme der Schrittlänge beim Patienten
6. Abnahme der Schrittlänge bei der Probandin

Vorgegebene Kadenz

1. Zunahme der Schrittzeit des Patienten
2. Abnahme der Dauern von Schwung- und Standphase des Patienten
3. Zunahme von Schrittzeit und Schwungphase des rechten Beins der Probandin
4. Abnahme der Schrittzeit und Schwungphase des linken Beins der Probandin
5. Abnahme der Standphase des rechten Beins der Probandin
6. Zunahme der Standphase des linken Beins der Probandin
7. Zunahme der Geschwindigkeit des Patienten und des linken Beins der Probandin
8. Abnahme der Geschwindigkeit des rechte Beins der Probandin
9. Zunahme der Schrittlänge des Patienten und des rechten Beins der Probandin
10. Abnahme der Geschwindigkeit der linken Beins der Probandin

In Tabelle 7 sind die **Ergebnisse des Symmetrieverhaltens** der Parameter Schrittzeit, Schwung- und Standphase dargestellt.

Freie Kadenz

1. Vergrößerung der Asymmetrie aller frei Gangparameter bei Patient Nr. 16 und beider Beine der Probandin.

Vorgegebene Kadenz

1. Vergrößerung der Asymmetrie von der Schrittzeit des Patienten sowie allen drei Gangparametern des rechten Beins der Probandin.
2. Verbesserung der Symmetrie von Schwung- und Standphase des Patienten und aller drei Parameter der Probandin des linken Beins.

Tabelle 7 : Zusammenfassung der Ergebnisse des Symmetrieverhaltens für Patient Nr. 16 und Proband Nr. 15

	Kadenz frei			Kadenz vorgegeben		
	ST	SwT	StT	ST	SwT	StT
OS-amputierter Patient Nr. 16	↓ -1,8 %/kg	↓ -0,9 %/kg	↓** 0,8 %/kg	↓ -0,5 %/kg	↑ -0,5 %/kg	↑ -0,2 %/kg
Probandin mit 2 erhaltenen Beinen Nr. 15 → rechtes Bein	↓ -0,3 %/kg	↓ -0,3 %/kg	↓ -0,3 %/kg	↓ -0,5 %/kg	↓ -0,1 %/kg	↓ -0,3 %/kg
Probandin mit 2 erhaltenen Beinen Nr. 15 → linkes Bein**	↓*** 0,2 %/kg	↓ 0,2 %/kg	↓ -4,0 %/kg	↑ -0,1 %/kg	↑ -0,4 %/kg	↑ -0,2 %/kg

↑ = Zunahme der Symmetrie; ↓ = Abnahme der Symmetrie; ** *die Steigung der Tendenzlinie hat eine positive Steigung, da sie sich in positiver Richtung von der Tendenzlinie entfernt

Weitere Erkenntnisse

1. Bei vorgegebener Kadenz waren die Steigungen der Tendenzlinien deutlich geringer und die Ergebnisse dadurch weniger deutlich ausgeprägt.
2. Die Streuung der einzelnen Parameter war bei vorgegebener Kadenz größer, sodass die Ergebnisse der beiden Beine (zum einen amputiert-erhalten, zum anderen rechts-links) voneinander abwichen und zum Teil nicht mehr den gleichen Trend zeigten.

5.2 Zusammenfassende Darstellung der Steigung der Regressionsgeraden

Im vorherigen Abschnitt wurden die Ergebnisse einzelner Patienten bzw. Probanden beispielhaft erklärt. Nun sollen die Ergebnisse in ihrer Gesamtheit vorgestellt werden. Dazu werden die Teilnehmer in Gruppen unterteilt. Es sind Probanden ALT, Probanden JUNG und Patienten. Diese wird nochmals in ihre einzelnen Aktivitätsklassen (AK) unterteilt. Die AK waren wie folgte besetzt:

Tabelle 8 : Übersicht über die Aktivitätsklassen

Aktivitätsklasse	I	II	III	IV
Anzahl der Patienten	2	8	8	2

Um Wiederholungen zu vermeiden, werden die Ergebnisse anhand der Patientengruppe ausführlich dargestellt. Die Ergebnisse der anderen Gruppen beschränken sich dann auf die Präsentation der gemeinsamen Daten.

5.2.1 Patienten

Die Darstellung der Ergebnisse richtet sich nach drei Symbolen. Steigt die Regressionsgerade um $\geq 1,0E-06$ sec/g an, d.h. verlängert sich die Zykluszeit, so wird dies mit einem (\uparrow) versehen, fällt sie um $\leq -1,0E-06$ sec/g, was einer Verkürzung des Zeitparameters entspricht, so ist ein (\downarrow) verzeichnet. Verläuft die Gerade gegen Null, hier definiert durch $-1,0 E-06 \leq 0 \leq 1,0E-06$ sec/g, so entsteht (**0**). Hier bleibt die entsprechende Zykluszeit gleich.

Eine Besonderheit stellt der Geschwindigkeitsparameter dar. Wie bereits in Kapitel 5.1.1 beschrieben, ist bei be- (BE) und entlastetem (Ent) eine getrennte Betrachtung erforderlich. Ein Beispiel: bei Patient Nr. 10 nimm die Geschwindigkeit bei einer zusätzlichen Belastung (+ 933-2800 g) ab (\downarrow)/ bei Entlastung (-933 - -2800 g) zu (\uparrow).

5.2.1.1 Zeitparameter

Veranschaulicht werden die Ergebnisse in den nachfolgenden Säulendiagrammen. Die Säulen gliedern sich nach den Aussagen (\uparrow 0 \downarrow), ihre Höhe zeigt die Anzahl der entsprechenden Patienten bzw. Probanden an.

Die Tabellen 9 und 10 zeigen eine Gesamtübersicht aller Patienten nach AK sortiert bzw. gesamt mit und ohne Kadenz.

Tabelle 9 : Ergebnisübersicht über die AK, amputiertes Bein belastet, Kadenz frei

	AK I			AK II			AK III			AK IV			Gesamt		
	\downarrow	0	\uparrow												
Schrittzeit (Sec)	1	0	1	2	0	6	3	0	5	0	0	2	6	0	14
Schwungphase (Sec)	0	0	2	3	0	5	4	0	4	0	0	2	7	0	13
Standphase (Sec)	0	0	2	4	0	4	2	0	6	0	0	2	6	0	14
Schrittlänge (m)	2	0	0	4	0	4	6	0	2	1	0	1	13	0	7

Tabelle 10 : Ergebnisübersicht über die AK, amputiertes Bein belastet, Kadenz vorgegeben

	AK I			AK II			AK III			AK IV			Gesamt		
	\downarrow	0	\uparrow												
Schrittzeit (Sec)	0	0	2	1	0	7	2	0	6	1	0	1	4	0	16
Schwungphase (Sec)	1	0	1	3	0	5	4	0	4	0	0	2	8	0	12
Standphase (Sec)	1	0	1	2	0	6	4	0	4	1	0	1	8	0	12
Schrittlänge (m)	1	0	1	3	0	5	6	0	2	0	0	2	10	0	10

Schrittzeit: Wird das amputierte Bein der Patienten mit zusätzlichen Gewichten belastet, so verlängert sich die Schrittzeit mit **freier Kadenz** bei 14 von 20 Patienten. Dies gilt im einzelnen für die AK II und IV.

Bei **vorgegebener Kadenz** (Abb. 28b) haben 16 Patienten bei einem zusätzlichen Gewicht eine längere Schrittzeit. Hierzu gehören Angehörige der AK II, III und IV.

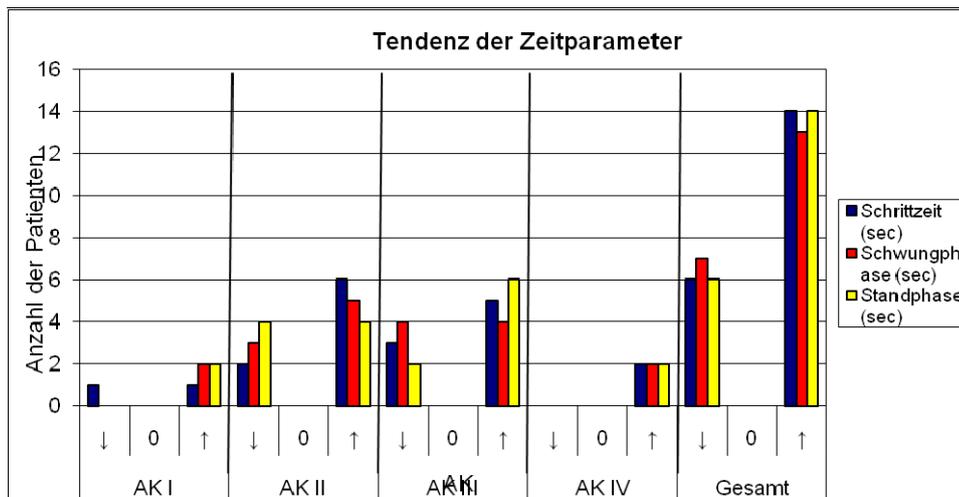


Abb. 28a: Gruppe: Patienten
Parameter: Tendenz der Zeitparameter unter Berücksichtigung der Steigung der Regressionsgeraden
 Amputiertes Bein betrachtet (- 2800 g bis 2800 g)
Kadenz: frei

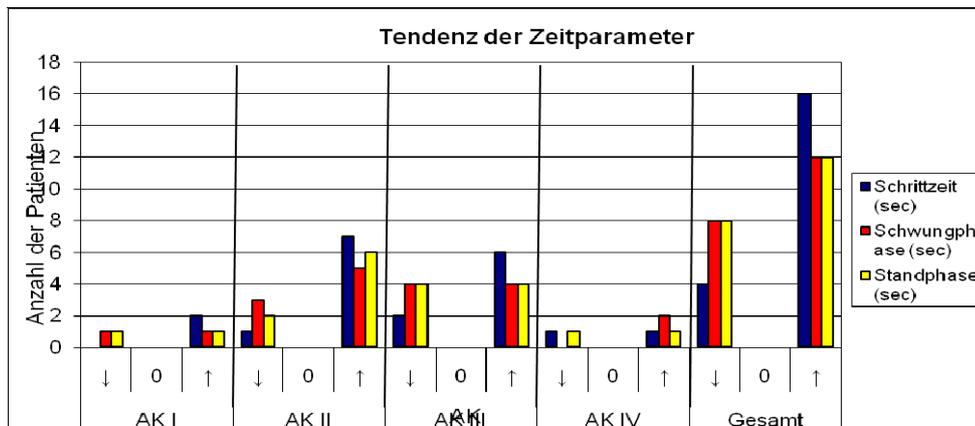


Abb. 28b: Gruppe: Patienten
Parameter: Tendenz der Zeitparameter unter Berücksichtigung der Steigung der Regressionsgeraden
 Amputiertes Bein betrachtet (- 2800 g bis 2800 g)
Kadenz: vorgegeben

Schwungphase: Die Schwungphase hat sich bei **freier Kadenz** mit einem zusätzlichen Gewicht bei 13 Patienten verlängert und bei sieben Amputierten verkürzt. Bei zwei anderen hat sich ihre Dauer nicht verändert. Dabei waren jeweils die beiden Angehörigen der AK I und IV betroffen. In der AK III nimmt die SwT bei der Hälfte der Patienten zu, bei der anderen Hälfte ab.

Bei **vorgegebenen Kadenz** verlängerte sich die Dauer der Schwungphase bei 12 Personen, bei acht Teilnehmern verkürzte sie sich. Eindeutig nimmt sie nur bei AK **IV** zu; bei der AK **I** und **III** verlängert sie sich bei der Hälfte der Teilnehmer, bei der anderen Hälfte verringert sie sich.

Standphase: Abbildung 28a zeigt eine Verringerung der Dauer der Standphase bei 14 von 20 Patienten. Bei sechs wird sie verlängert. Betroffen sind alle Angehörigen der AK **I** und **IV**. In der AK **II** ist das Ergebnis ausgeglichen.

Im Vergleich dazu verkürzt sich die Standphase bei **vorgegebener Kadenz** bei 12 Personen, bei acht weiteren wird sie verlängert. Eine reine Zunahme ist nur in AK **IV** zu erkennen.

5.2.1.2 Geschwindigkeit

Die Ergebnisse der Geschwindigkeit (V) werden in den Abbildungen 29a und b vorgestellt. Die Geschwindigkeit wird durch blaue Säulen dargestellt. Die Symbole sind wie folgt zu werten:

↓/↓ : V nimmt bei Be- und Entlastung ab

↓/↑: V nimmt bei Belastung ab und bei Entlastung zu

↑/↑: V nimmt bei Be- und Entlastung zu

↑/↓: V nimmt bei Belastung zu und bei Entlastung ab.

Abb. 29a (**ohne vorgegebene Kadenz**) zeigt, dass die Geschwindigkeit bei elf Patienten bei Be- als auch Entlastung zunimmt, während sie bei sieben Patienten abnimmt. Bei zweien nimmt sie unter Belastung ab und Entlastung zu.

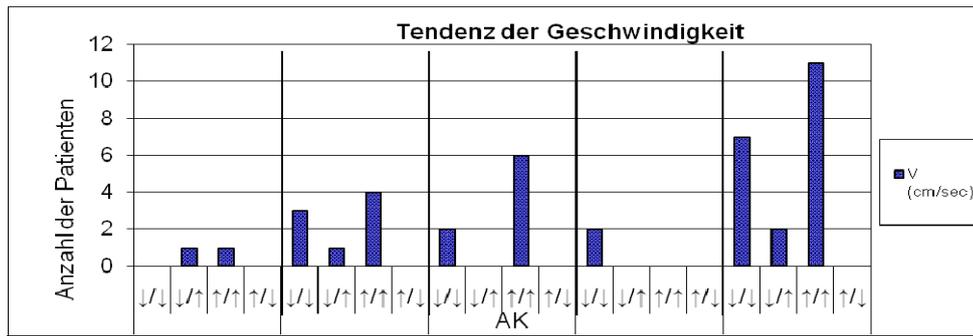


Abb. 29a: Gruppe: Patienten
Parameter: Tendenz der Geschwindigkeit unter Berücksichtigung der Steigung der Regressionsgeraden
 Amputiertes Bein betrachtet (- 2800 g bis 2800 g)
Kadenz: frei

In Abb. 29b (Geschwindigkeit **mit vorgegebener Kadenz**) beschleunigten neun Patienten ihre Geschwindigkeit sowohl bei Be- und Entlastung, während sieben sie verringern. Bei dreien dagegen nimmt V bei einer Belastung sogar zu und bei Entlastung ab.

Eine klare Verteilung in den einzelnen AK ist nicht zu erkennen.

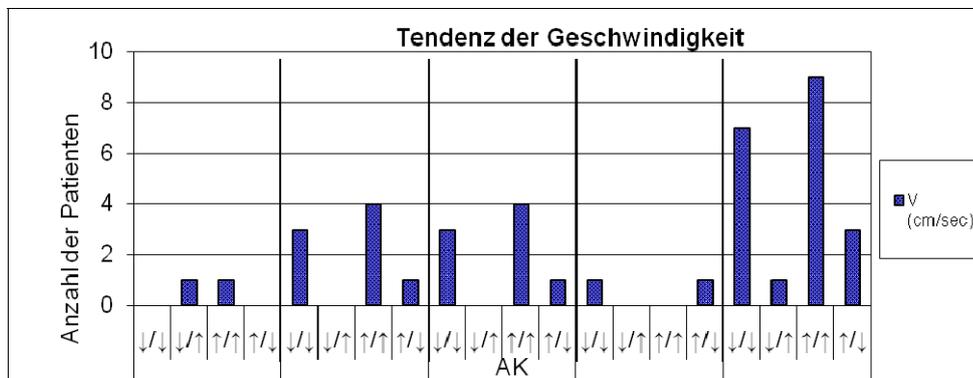


Abb. 29b: Gruppe: Patienten
Parameter: Tendenz der Geschwindigkeit unter Berücksichtigung der Steigung der Regressionsgeraden
 Amputiertes Bein belastet
Kadenz: vorgegeben

5.2.1.3 Schrittlänge

Diagramm 30a stellt die Schrittlänge **mit freier Kadenz** dar, während Diagramm 30b sie unter dem Aspekt der **vorgegebenen Kadenz** betrachtet. Wie in den beiden Diagrammen zuvor, gliedern sich die Säulen in die Aussagen ($\uparrow \rightarrow \downarrow$), ihre Höhe zeigt die Anzahl der entsprechenden Patienten bzw. Probanden an. Die Schrittlängen sind in roten Säulen aufgetragen. Eine Steigung der Geraden $\geq 1,0E-06$ cm/g wird als Anstieg und eine negative Steigung $\leq -1,0E-06$ cm/g als Abfall gewertet. Im Bereich $-1,0E-06 \leq 0 \leq 1,0E-06$ cm/g verläuft die Gerade nach Definition parallel zur x-Achse.

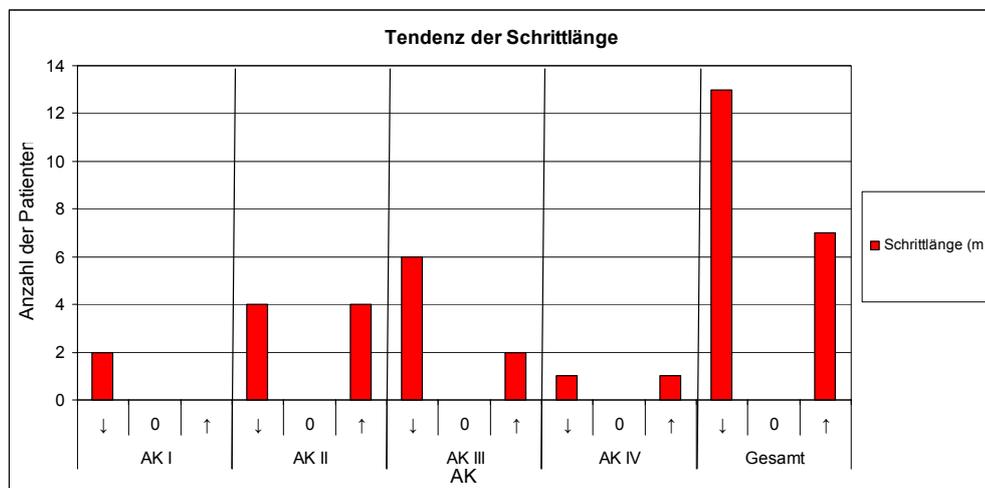


Abb. 30a: Gruppe: Patienten
Parameter: Tendenz der Schrittlänge unter Berücksichtigung der Steigung der Regressionsgeraden
 Amputiertes Bein betrachtet (- 2800 g bis 2800 g)
Kadenz: frei

Im obig aufgeführten Diagramm ist die Schrittlänge **ohne vorgegebene Kadenz** dargestellt. Eine Zunahme des Prothesengewichtes führte bei 13 Patienten zu einer Abnahme der Schrittlänge, bei sieben Patienten nahm die Schrittlänge zu. Bei den Angehörigen der **AK I** ist das Ergebnis einheitlich, bei denen der **AK II** und **IV** ausgeglichen.

In Abb. 30b **mit vorgegebener Kadenz** nimmt die Schrittlänge bei der Hälfte der Patienten ab, bei der anderen Hälfte ab. Dieses Ergebnis repräsentiert allerdings nur **AK I**.

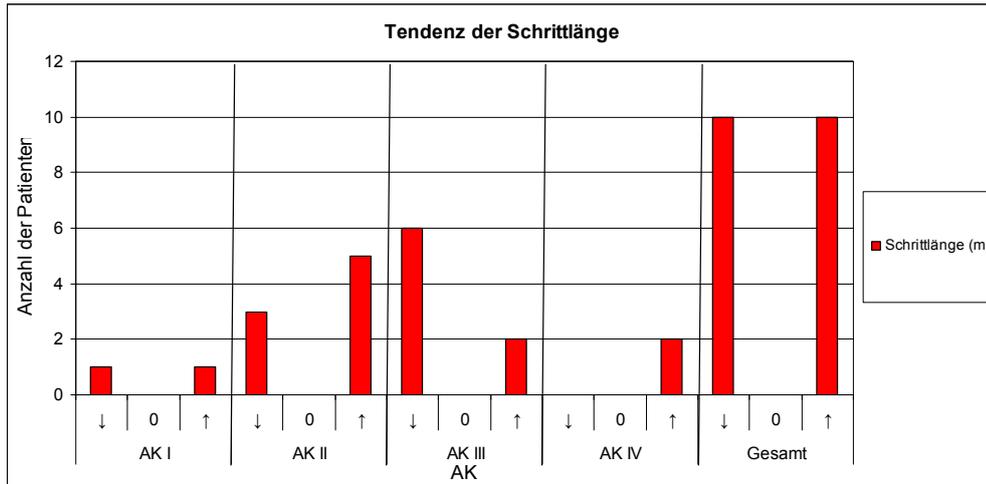


Abb. 30b: Gruppe: Patienten
Parameter: Tendenz der Schrittlänge unter Berücksichtigung der Steigung der Regressionsgeraden
 Amputiertes Bein betrachtet (- 2800 g bis 2800 g)
Kadenz: vorgegeben

5.2.2 Ergebnisse der Probandengruppe ALT

5.2.2.1 Zeitparameter

Die Tabellen 11 und 12 zeigen die Ergebnisse der Probandengruppen ALT und JUNG im Vergleich und in ihrer Gesamtheit mit bzw. ohne vorgegebene Kadenz.

Tabelle 11 : Ergebnisübersicht über die Probanden, Kadenz frei
 A = Probandengruppe ALT; J = Probandengruppe JUNG; Gs = Gesamt
 Re = rechtes Bein belastet; Li = linkes Bein belastet

	Re			Re			Li			Li			Re			Li		
	A			J			A			J			Gs			Gs		
	↓	0	↑	↓	0	↑	↓	0	↑	↓	0	↑	↓	0	↑	↓	0	↑
ST (Sec)	8	0	5	13	0	4	8	0	5	11	0	6	21	0	9	19	0	11
SwT (Sec)	4	0	9	5	0	12	3	0	10	3	0	14	21	0	9	13	0	17
SsT (Sec)	5	0	8	5	0	12	5	0	8	3	0	14	10	0	20	8	0	22
V (sec)	8	0	5	11	0	6	7	0	6	11	0	6	19	0	11	18	0	12
SL (m)	6	0	7	9	0	8	7	0	6	11	0	6	15	0	15	18	0	12

Tabelle 12 : Ergebnisübersicht über die Probanden, Kadenz vorgegeben
 A = Probandengruppe ALT; J = Probandengruppe JUNG; Gs = Gesamt
 Re = rechtes Bein belastet; Li = linkes Bein belastet

	Re			Re			Li			Li			Re			Li		
	A			J			A			J			Gs			Gs		
	↓	0	↑	↓	0	↑	↓	0	↑	↓	0	↑	↓	0	↑	↓	0	↑
ST (Sec)	8	0	5	12	0	5	8	0	5	12	0	5	20	0	10	20	0	10
SwT (Sec)	4	0	9	6	0	11	6	0	7	8	0	9	10	0	20	14	0	16
SsT (Sec)	3	0	10	5	0	12	3	0	10	8	0	9	8	0	22	11	0	19
V (sec)	9	0	4	11	0	6	6	0	7	10	0	7	20	0	10	16	0	14
SL (m)	6	0	7	10	0	7	5	0	8	10	0	7	16	0	14	15	0	15

5.2.2.1 Zeitparameter

In den beiden Histogrammen 31a und b werden die Ergebnisse der Zeitparameter der Probandengruppen ALT und JUNG dargestellt. Der Aufbau des Diagramms entspricht den vorherigen. Die einzige Unterscheidung liegt darin, dass die einzelnen Gangparameter je nach belastetem Bein noch mal in „links“ und „rechts“ unterteilt sind.

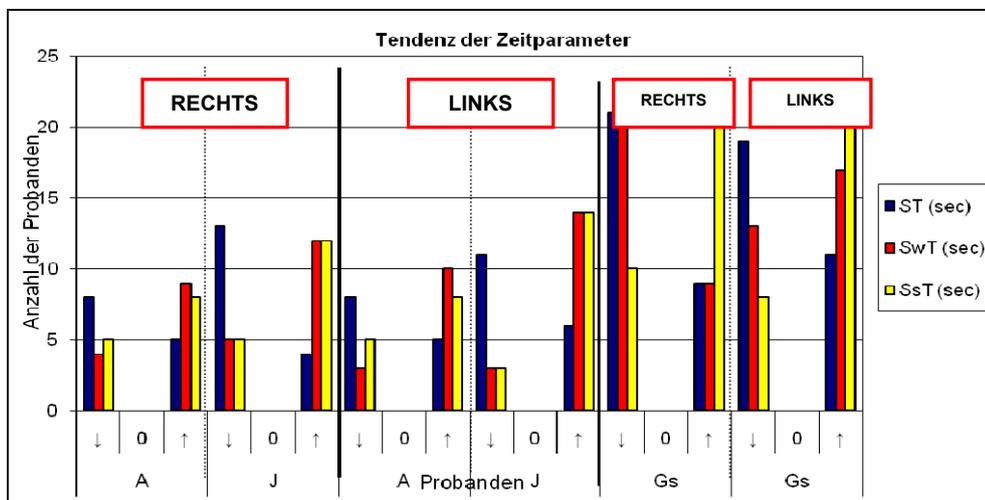


Abb. 31a: Gruppe: Probanden
Parameter: Tendenz der Zeitparameter unter Berücksichtigung der Steigung der Regressionsgeraden
 rechtes und linkes Bein betrachtet (0 g bis 2800 g)
Kadenz: frei

Schrittzeit: Bei einer Belastung des **rechten Beins ohne vorgegebene Kadenz** (Diagramm 31a) verlängert sich die Dauer der Schrittzeit bei fünf von 13 Patienten. Bei acht anderen wird sie verkürzt. Bei Belastung des **linken Beins** verlängert sich die Dauer der Schrittzeit bei fünf Probanden, während sie sich bei acht verringert.

Bei **vorgegebener Kadenz** wird die Dauer der Schrittzeit des rechten Beins ebenfalls bei fünf Personen verlängert und bei den anderen verringert. Wird das **linke Bein** belastet, so erhöht sich die Schrittzeit in fünf Fällen.

Schwungphase: Wird das **rechte Bein** belastet und der Versuch mit **freier** Wahl der **Kadenz** durchgeführt, so verlängert sich die Schwungphasendauer bei neun Personen und bei vier Probanden verringert sie sich. Wird dagegen das **linke Bein** beschwert, so erhöht sich die Dauer bei zehn Personen, bei drei wird sie verringert.

Der Versuchsaufbau mit **vorgegebener Kadenz** zeigt bei Erhöhung des Gewichtes des **rechten Beins** eine Steigerung der Dauer der SwT bei neun und eine Verringerung bei vier Personen. Bei Betrachtung des **linken Beins** kommt es bei sieben Probanden zu einer Verlängerung.

Standphase: Bei der Standphasendauer des **rechten Beins ohne vorgegebene Kadenz** kommt es bei acht Probanden zu einer Verlängerung der Standphase und bei fünf zu einer Verkürzung. Bei Beschwerung des **linken Beins** zeigt sich das gleiche Ergebnis.

Auch bei **vorgegebener Kadenz** kann die Dauer der Standphase sowohl des **rechten** als auch des **linken Beins** bei zehn Probanden verlängert und bei drei verkürzt werden.

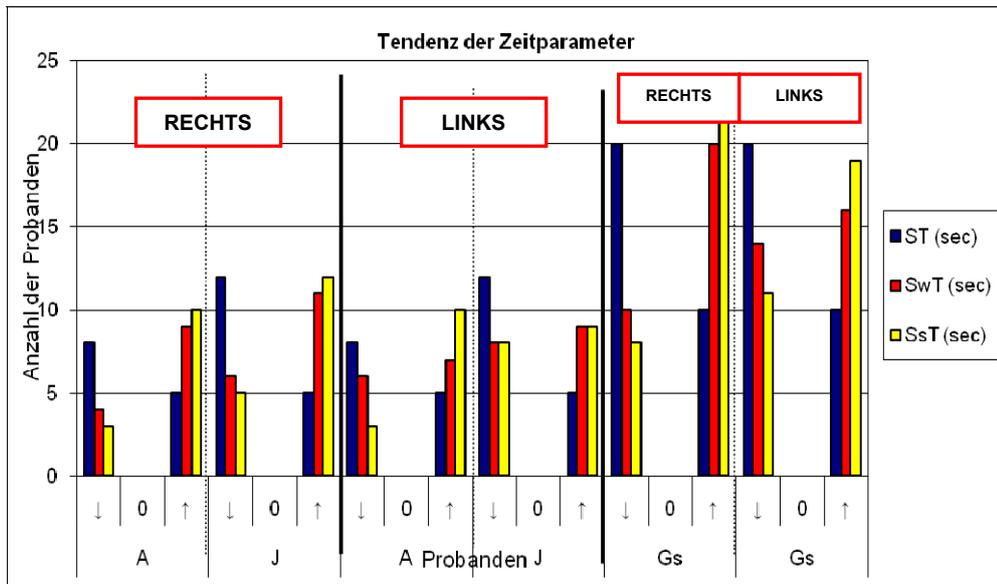


Abb. 31b: Gruppe: Probanden
 Parameter: Tendenz der Zeitparameter unter Berücksichtigung der Steigung der Regressionsgeraden
 rechtes und linkes Bein betrachtet (0 g bis 2800 g)
 Kadenz: **vorgegeben**

5.2.2.2 Geschwindigkeit

Abbildung 32a und b zeigen die Ergebnisse der Geschwindigkeit bei beiden Probandengruppen.

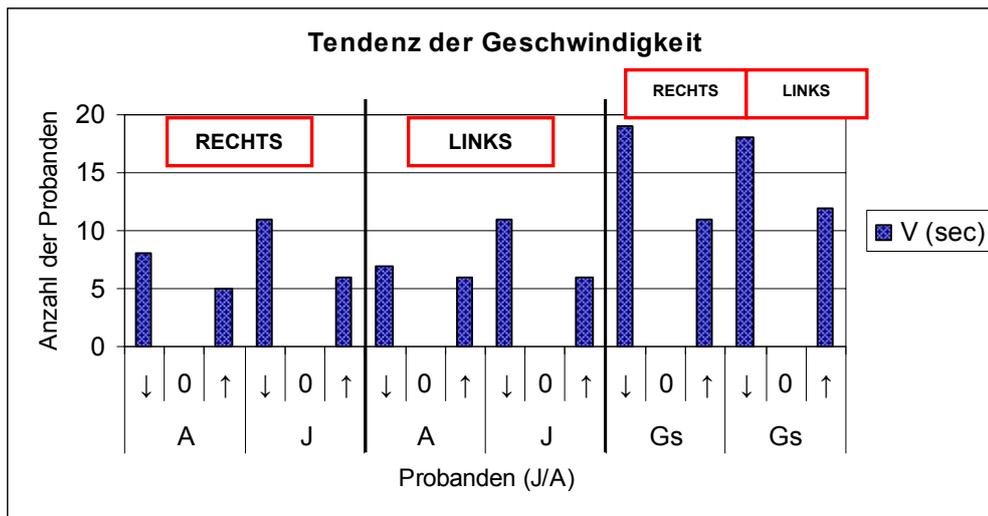


Abb. 32a: Gruppe: Probanden
 Parameter: Tendenz der Geschwindigkeit unter Berücksichtigung der Steigung der Regressionsgeraden
 rechtes und linkes Bein betrachtet (0 g bis 2800 g)
 Kadenz: **frei**

In diesem Kapitel erfolgt die Vorstellung der älteren Probandengruppe. **Ohne vorgegebene Kadenz** bei beschwertem **rechten Bein** zeigen fünf Personen eine Beschleunigung und acht eine Verringerung der Geschwindigkeit. Bei einer Zusatzbelastung des **linken Beins** verlangsamten sechs Personen ihre Geschwindigkeit.

Das Ergebnis des linken Beins ist auch bei **vorgegebener Kadenz** zu finden. Bei Belastung rechts wird V in neun Fällen verringert.

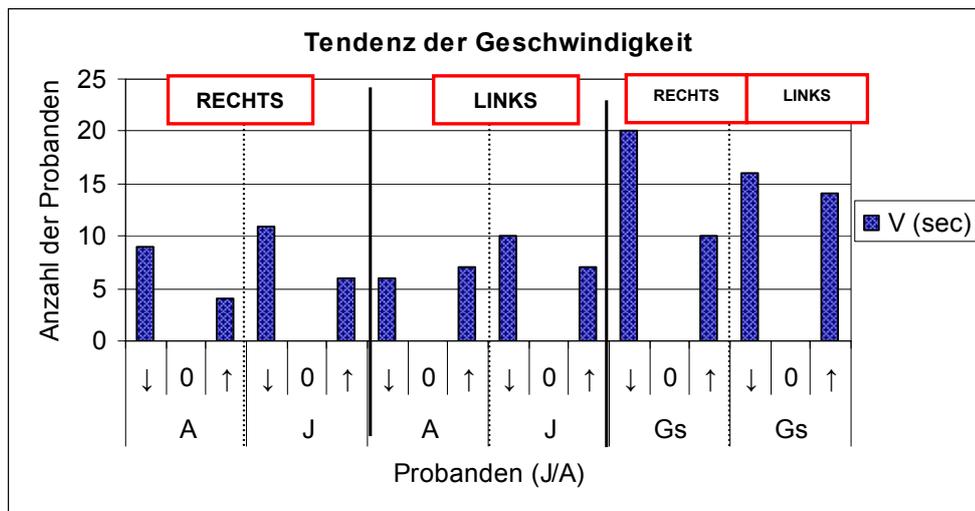


Abb. 32b: Gruppe: Probanden
Parameter: Tendenz der Geschwindigkeit unter Berücksichtigung der Steigung der Regressionsgeraden
 rechtes und linkes Bein betrachtet (0 g bis 2800 g)
Kadenz: **vorgegeben**

5.2.2.3 Schrittlänge

Die beiden Diagramm 33a und b präsentieren die Ergebnisse der Schrittlänge mit und ohne Kadenz.

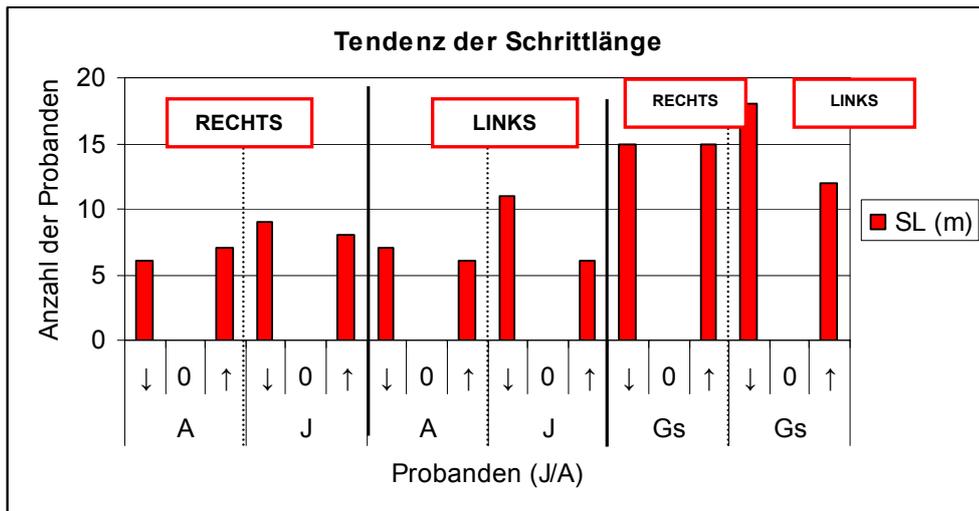


Abb. 33a: Gruppe: Probanden
Parameter: Tendenz der Schrittlänge unter Berücksichtigung der Steigung der Regressionsgeraden
 rechtes und linkes Bein betrachtet (0 g bis 2800 g)
Kadenz: frei

Bei **freier Kadenz** ist das Ergebnis des **rechten Beins** gleich dem mit freier Kadenz. Bei Belastung des **linken Bein** kommt es bei acht Probanden zu einer Verlängerung und bei den anderen zu einer Verkürzung der Schrittlänge.

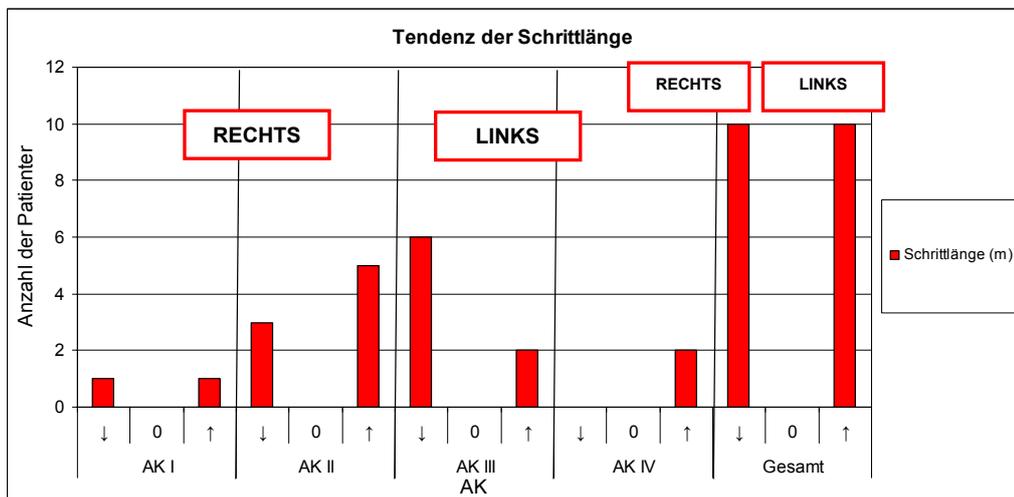


Abb. 33b: Gruppe: Probanden
Parameter: Tendenz der Schrittlänge unter Berücksichtigung der Steigung der Regressionsgeraden
 rechtes und linkes Bein betrachtet (0 g bis 2800 g)
Kadenz: vorgegeben

5.2.3 Ergebnisse der Probandengruppe JUNG

5.2.3.1 Zeitparameter

Schrittzeit: Ohne vorgegebene Kadenz führt die Beschwerung des **rechten Beins** bei 13 Probanden und bei einer zusätzlichen Belastung des **linken Beins** bei elf zu einer Verringerung der Schrittzeitdauer.

Bei **vorgegebener Kadenz** führt sowohl eine Beschwerung des linken als auch des rechten Beins zu einer Verringerung der Schrittzeit in 12 Fällen und zu einer Verlängerung in 5 Fällen.

Schwungphase: Die Erhöhung des Gewichtes des **rechten Beins** ohne **vorgegebene Kadenz** führt auch in der Schwungphase bei der Mehrzahl der Probanden (12 von 17) zu einer Verlängerung der Dauer dieser Gangphase. Ähnlich sieht es bei belastetem **linken Bein** aus. Hier weisen 14 Probanden eine Verlängerung der Schwungphasendauer auf.

Auch bei **vorgegebener Kadenz** verlängert sich die Schwungphase des **rechten Beins** bei elf und die des **linken Beins** bei neun Personen.

Standphase: Die Ergebnisse der Standphase zeigen **ohne vorgegebene Kadenz** das gleiche Ergebnis wie zuvor in der Schwungphase ohne Kadenz. Ist die **Kadenz vorgegebenen** und das **rechte Bein** belastet, so verlängert sich SsT in 12 Fällen und bei belastetem **linken Bein** in neun Fällen.

5.2.3.2 Geschwindigkeit

Bei einer Beschwerung des **rechten Beines** bzw. des **linken Beins** der jungen Probanden bei **freier Kadenz** nimmt die Geschwindigkeit bei elf Probanden ab und bei sechs zu. Im Versuchsaufbau mit **vorgegebener Kadenz** nimmt V bei einer zusätzlichen Belastung **rechts** ebenfalls bei elf Personen ab, bei einer Belastung **links** dagegen nur bei 10 Probanden.

5.2.3.3 Schrittlänge

Werden die **rechten Beine** der Probanden **ohne vorgegebene Kadenz** mit einem zusätzlichen Gewicht belastet, so verlängert sich die Schrittlänge in neun von 17 Fällen, bei den restlichen acht Teilnehmern wird sie verkürzt. Ein ähnliches Ergebnis ist bei der Beschwerung des **linken Beins** zu erkennen. Hier beobachtet man bei elf Personen eine Schrittverlängerung
 Wird im Versuchsablauf die **Kadenz vorgegeben**, so verkürzt sich die Schrittlänge sowohl bei einer zusätzlichen Belastung des **linken** als auch des **rechten Beins** bei 10 Personen.

5.2.3.4 Zusammenfassung in Kürze

Die Tabelle 13 gibt eine Zusammenfassung der bisherigen Ergebnisse:

Tabelle 13 : Zusammenfassung der Ergebnisse der Zeit- und Distanzparameter für Patienten und Probanden

	Kadenz frei					Kadenz vorgegeben				
	ST	SwT	StT	V	SL	ST	SwT	StT	V	SL
Patienten	↑ 70%	↑ 65%	↑ 70%	↓ 65%	↑ 55%	↑ 80%	↑ 60%	↑ 60%	→ 50%	↑ 60%
Probanden → rechtes Bein	↓ 70%	↓ 70%	↑ 67%	↓ 63%	→ 50%	↓ 67%	↑ 67%	↑ 73%	↓ 67%	↓ 53%
Probanden → linkes Bein	↓ 63%	↑ 57%	↑ 73%	↓ 60%	↓ 60%	↓ 67%	↑ 53%	↑ 63%	↓ 53%	→ 50%

↑ = Zunahme der Dauer des Parameters; ↓ = Abnahme der Dauer des Parameters; → = gleiche Anzahl an Personen, bei der der Parameter zu- bzw. abnimmt

Patienten

1. Zunahme der Schrittzeit bei 70% bei freier und bei 80% bei vorgegebener Kadenz
2. Zunahme der Schwungphase bei 65% (freie Kadenz) bzw. 60% (vorgegeben)
3. Abnahme der Dauer der Standphase bei 70% bzw. 60%
4. Abnahme der Schrittlänge bei 65% bei freier Kadenz; bei vorgegebener Kadenz verringert bzw. vergrößert sich die Kadenz bei gleich vielen Patienten
5. Insgesamt kommt es bei 55% bzw. 60% der Patienten zu einer Zunahme der Geschwindigkeit bei belastetem amputierten Bein
6. Es zeigen sich Unterschiede hinsichtlich der Deutlichkeit in den verschiedenen AK: Ergebnisse der AK I und IV sind oft gleichsinnig, die der beiden anderen AK oft ausgeglichen (z.B. 50% zeigen eine Zunahme und 50% eine Abnahme des Zeitparameters)
7. „**Gangschema**“: Bei Betrachtung der Veränderungen der Dauer der Zeit- und Distanzparameter jedes individuellen Patienten, kann ein gewisses Muster erkannt werden:
 - a) bei elf Patienten (freie Kadenz) und zehn Patienten (vorgegebene Kadenz), bei denen es zu einer Verlängerung der Schrittzeit kommt, wird auch die Schwungphase länger
 - b) in fünf (bzw. drei, wenn die Kadenz vorgegeben ist) dieser Fälle kommt es gleichzeitig zu einer Verkürzung der Standphase
 - c) sind alle drei oben genannten Kriterien erfüllt, kommt es bei drei (zwei, Kadenz vorgegeben) dieser Patienten zu einer Verlängerung der Standphase

Probanden

Rechtes Bein

1. Abnahme der Schrittzeit bei 70% bei freier und bei 63% bei vorgegebener Kadenz
2. Abnahme der Schwungphase bei 70% (frei) bzw. 67% (vorgegeben)
3. Zunahme der Dauer der Standphase bei 67% und 73%

4. Abnahme der Schrittlänge bei 63% bei freier und 67% bei vorgegebener Kadenz
5. Die Geschwindigkeit verringert und erhöht sich beim Probandenkollektiv im gleicher Anzahl

Linkes Bein

1. Abnahme der Schrittzeit bei 63% bei freier und bei 67% bei vorgegebener Kadenz
2. Zunahme der Schwungphase bei 57% (frei) bzw. 53% (vorgegeben)
3. Zunahme der Dauer der Standphase bei 73% und 63%
4. Abnahme der Schrittlänge bei 60% bei freier und 53% bei vorgegebener Kadenz
5. Die Geschwindigkeit verringert und erhöht sich beim Probandenkollektiv im gleicher Anzahl bei vorgegebener Kadenz; bei freier Kadenz verringert sie sich in 60% der Fälle
6. Die Ergebnisse von jungen und alten Probanden sind von ihrer Tendenz gleich; bei den älteren Probanden sind die Ergebnisse teilweise eindeutiger zu sehen
7. Die Ergebnisse der Patienten und Probanden stimmen in Schrittzeit und Schwungphasendauer des rechten Beins nicht mit einander überein; bei Standphase, Geschwindigkeit und Schrittlänge zeigen sie gleiche Ergebnisse
8. Bei den Probanden ist kein eindeutiges „Gangschema“ erkennbar

5.3 Symmetrieverhalten der Gangparameter

Dieses Kapitel dient der Darstellung des Asymmetrieverhaltens in der Gruppe der Patienten sowie den Gruppen der jungen und alten Probanden.

5.3.1 Ergebnisse der Patienten

Eine Zusammenfassung der Ergebnisse des Symmetrieverhaltens ist in den Tabellen 14 und 15 zu finden. Die Erklärungen der Symbole entsprechen denen der anderen Tabellen. In diesem Fall ist die Tendenz des Symmetrieverhaltens durch ein (↑) oder (↓) gekennzeichnet. Es gilt dabei zu unterscheiden, ob sich die Geraden in die Richtung der x-Achse (=Asymmetrie = 0) bewegen oder von dieser weg. Im Falle einer Annäherung bedeutet es, dass das Gangbild mit zunehmendem Gewicht symmetrischer wird, im Falle einer Abweichung, dass die Asymmetrie sich vergrößert. Nähert sich die Regressionsgerade des Symmetrieverhaltens der einzelnen Gangparameter mit einer Steigung von $\geq 1,0E-06$ aus dem negativen Diagrammbereich bzw. mit einer Steigung von $\leq -1,0E-06$ aus dem positiven Diagrammbereich der Symmetrieachse an, so kommt es zu einer Verbesserung des Symmetrieverhaltens und wird in den Tabellen mit einem (↑) verzeichnet. Entfernen sich die Regressionsgeraden mit einer Steigung von $\geq 1,0E-06$ im positiven Diagrammbereich oder mit einer Steigung von $\leq -1,0E-06$ im negativen Diagrammbereich, so verschlechtert sich das Symmetrieverhalten. Die Asymmetrie vergrößert sich; das Symbol in der Tabelle ist ↓. Sollte die Regressionsgerade sich im Bereich zwischen $-1,0E-06 \leq 0 \leq 1,0E-06$ befinden, verläuft sie parallel zur x-Achse (**0**). Hier hat sich das Gangbild des Betroffenen nicht verändert.

Wie bereits ins Kapitel 5.2.1.1 erfolgt auch hier ausschließlich die Betrachtung des amputierten Beins.

Tabelle 14 : Ergebnisübersicht über das Symmetrieverhalten der Patienten, Kadenz frei

	AK I			AK II			AK III			AK IV			Gesamt		
	↓	0	↑	↓	0	↑	↓	0	↑	↓	0	↑	↓	0	↑
Symmetrieverhalten ST	1	0	1	6	1	1	5	0	3	2	0	0	14	1	5
Symmetrieverhalten SwT	2	0	0	7	0	1	6	0	2	1	1	0	16	1	3
Symmetrieverhalten SsT	1	1	0	4	1	3	2	2	4	0	0	2	7	4	9

Tabelle 15 : Ergebnisübersicht über das Symmetrieverhalten der Patienten, Kadenz vorgegeben

	AK I			AK II			AK III			AK IV			Gesamt		
	↓	0	↑	↓	0	↑	↓	0	↑	↓	0	↑	↓	0	↑
Symmetrieverhalten ST	1	0	1	5	1	2	5	2	1	2	0	0	13	3	4
Symmetrieverhalten SwT	1	0	1	4	2	2	5	1	2	2	0	0	12	3	5
Symmetrieverhalten SsT	1	0	1	3	2	3	4	2	2	1	1	0	9	5	6

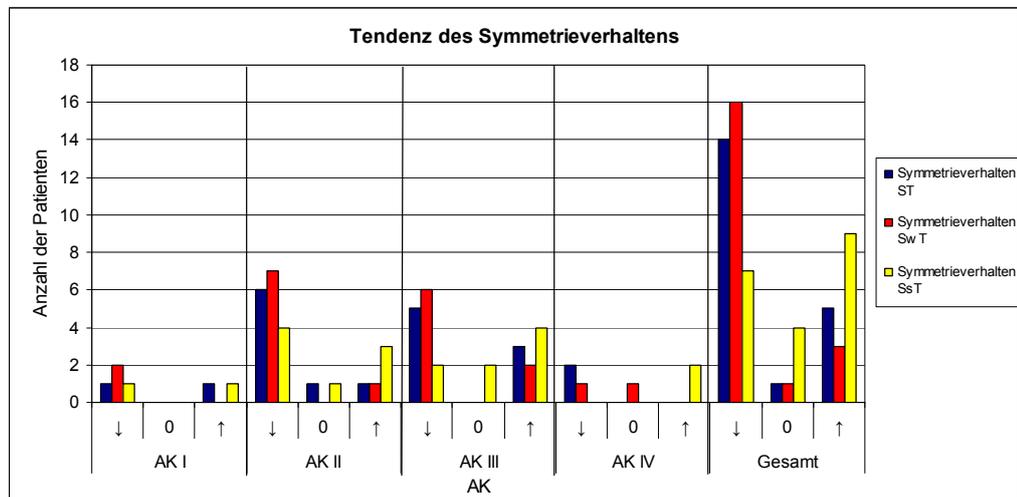


Abb. 34a: Gruppe: Patienten
Parameter: Tendenz des Symmetrieverhaltens unter Berücksichtigung der Steigung der Regressionsgeraden
 Amputiertes Bein betrachtet (- 2800 g bis 2800 g)
Kadenz: frei

Symmetrieverhalten der Schrittzeit: Das Histogramm 34a stellt das Symmetrieverhalten der unterschiedlichen Gangparameter bei **frei gewählter Kadenz** dar. Auf der Abszisse befinden sich die Aktivitätsklassen und auf der Ordinate die Anzahl der Patienten. Die Farbwahl der Balken des Symmetrieverhaltens der Gangparameter entspricht den der vorangegangenen Diagramme.

Der überwiegende Teil der Amputierten zeigte bei einer Erhöhung des Gewichtes eine Zunahme der Asymmetrie (14 von 20), bei fünf Personen wurde das Gangbild symmetrischer, bei einem änderte es sich nicht. Das trifft einheitlich **AK IV** zu.

Auch bei **vorgegebener Kadenz** kommt es zu einem ähnlichen Ergebnis: die Asymmetrie wird bei 13 Amputierten vergrößert und bei vier verringert, während es bei drei gleich bleibt. Dieses Ergebnis spiegelt sich auch hier nur in der **AK IV** eindeutig wieder. In den anderen AK ist es ausgeglichen mit einem leichten Überschuss zugunsten der Asymmetrie.

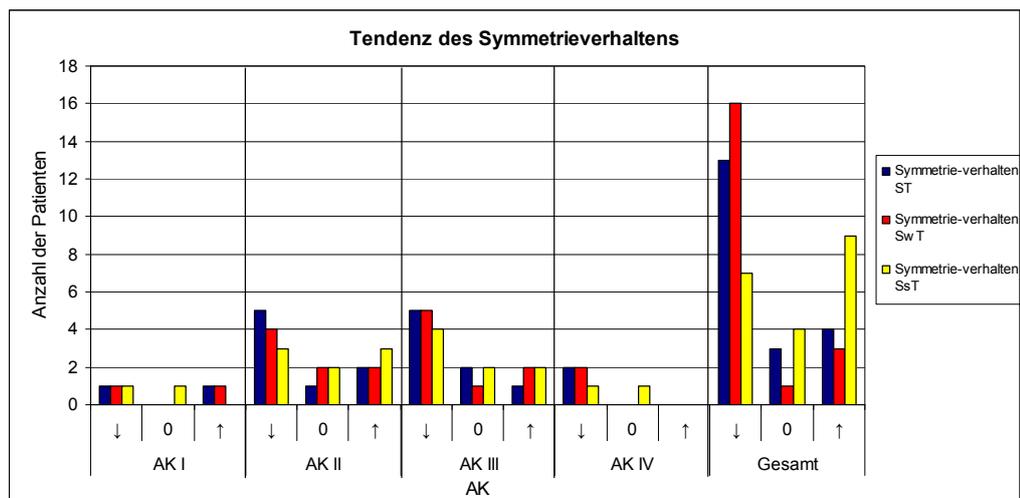


Abb. 34b: Gruppe: Patienten
Parameter: Tendenz des Symmetrieverhaltens unter Berücksichtigung der Steigung der Regressionsgeraden Amputiertes Bein betrachtet (- 2800 g bis 2800 g)
Kadenz: vorgegeben

Symmetrieverhalten der Schwungphase: Ohne vorgegebene Kadenz nimmt die Asymmetrie der Schwungphase bei 16 Patienten zu und bei drei ab. Bei einem zeigt sich keine Veränderung. Sowohl die **AK I** als auch **AK IV** spiegeln diese Ergebnis wieder.

Ist die **Kadenz vorgegeben**, so vergrößert sich die Asymmetrie bei 13 von 20 Patienten, während sie sich bei sieben Anderen verringert. Eindeutig ist dieses Ergebnis im Einzelnen in den AK I, II und III zu sehen.

Symmetrieverhalten der Standphase: Bei der Betrachtung der Standphase mit **vorgegebener Kadenz** stellt sich ein ausgeglichenes Bild dar. Hier nimmt die Asymmetrie bei sieben Patienten ab, bei neun zu und bei den restlichen vier ergibt sich keine Veränderung (z.B. siehe AK II und III).

Bei **vorgegebener Kadenz** zeigt ist das Ergebnis ähnlich. Hier nimmt die Asymmetrie bei sechs Patienten zu, bei neun ab und in fünf Fällen ändert sie sich nicht. Dies kann am deutlichsten in AK I gezeigt werden.

5.3.2 Probandengruppe ALT

Wie bereits schon bei den Patienten im vorherigen Kapitel, wurde auch bei den beiden Probandengruppen eine Auswertung des Symmetrieverhaltens von Schrittzeit, Schwung- und Standphase vorgenommen. Die Auswertung erfolgte dabei nach ähnlichen Kriterien wie die, die bei den Patienten angewandt wurde. Die Einteilung wird auch hier nach der Steigung der Regressionsgeraden vorgenommen und ist detailliert in den Tabellen 16 und 17 zusammengefasst. Die Symbole in den Tabellen sind ebenfalls identisch. Im Unterschied zu den Patienten werden beide Beine und ihr Symmetrieverhalten bei zunehmender Belastung untereinander betrachtet.

Tabelle 16 : Ergebnisübersicht über das Symmetrieverhalten der Probanden, Kadenz frei
 A = Probandengruppe ALT; J = Probandengruppe JUNG; Gs = Gesamt
 Re = rechtes Bein belastet; Li = linkes Bein belastet

	Re			Re			Li			Li			Re			Li		
	A			J			A			J			Gs			Gs		
	↓	0	↑	↓	0	↑	↓	0	↑	↓	0	↑	↓	0	↑	↓	0	↑
Symmetrieverhalten ST	6	0	7	10	0	7	5	1	7	10	0	7	16	0	14	15	1	14
Symmetrieverhalten SwT	6	0	7	9	1	7	7	0	6	9	2	6	15	1	14	16	2	12
Symmetrieverhalten SsT	3	0	8	11	0	6	5	2	6	11	1	5	14	0	16	16	3	11

Tabelle 17: Ergebnisübersicht über das Symmetrieverhalten der Probanden, Kadenz vorgegeben
 A = Probandengruppe ALT; J = Probandengruppe JUNG; Gs = Gesamt
 Re = rechtes Bein belastet; Li = linkes Bein belastet

	Re			Re			Li			Li			Re			Li		
	A			J			A			J			Gs			Gs		
	↓	0	↑	↓	0	↑	↓	0	↑	↓	0	↑	↓	0	↑	↓	0	↑
Symmetrieverhalten ST	6	0	7	12	1	4	6	1	6	8	1	8	18	1	11	14	2	14
Symmetrieverhalten SwT	1	0	12	9	0	8	11	0	2	10	2	5	10	0	20	21	2	7
Symmetrieverhalten SsT	3	1	9	10	2	5	8	2	3	9	0	8	13	3	14	17	2	11

Die Diagramme 35a und b geben das Symmetrieverhalten der Probandengruppe mit und ohne vorgegebene Kadenz wieder. Dabei wird auf der einen Seite das Symmetrieverhalten des rechten und auf der anderen Seite das des linken Beins betrachtet.

Wie anhand von Diagramm 35a, das das Asymmetrieverhalten der Probandengruppe ALT **ohne vorgegebene Kadenz** vorstellt, zu erkennen ist, hat ein zusätzlich angebrachtes Gewicht unterschiedliche Auswirkung auf das Symmetrieverhalten von gesunden Menschen.

Symmetrieverhalten der Schrittzeit: Wird z.B. das **rechte** Bein der Probanden beschwert, so führt dies mit zunehmender Belastung bei sieben Probanden zu einer Verbesserung der Symmetrie, während diese sich bei den sechs Personen verschlechtert. Das gilt auch für eine Belastung des **linken** Beins. Hier nimmt die Symmetrie in ebenfalls in sieben von 13 Fällen zu, während sie sich bei fünf Teilnehmern verschlechtert und bei einem gar nicht ändert.

Ein ähnliches Ergebnis ist auch in Diagramm 34b zu erkennen, das die Daten bei **vorgegebener Kadenz** präsentiert. Wird das **rechte Bein** belastet, so verbessert sich das Gangbild bei sieben Personen und bei sechs anderen wird es verschlechtert. Bei Beschwerung des **linken Beins** ist das Ergebnis ausgeglichen: bei der Hälfte kommt es zu einer Zu- bzw. Abnahme der Asymmetrie, bei einer Person zu keiner Veränderung.

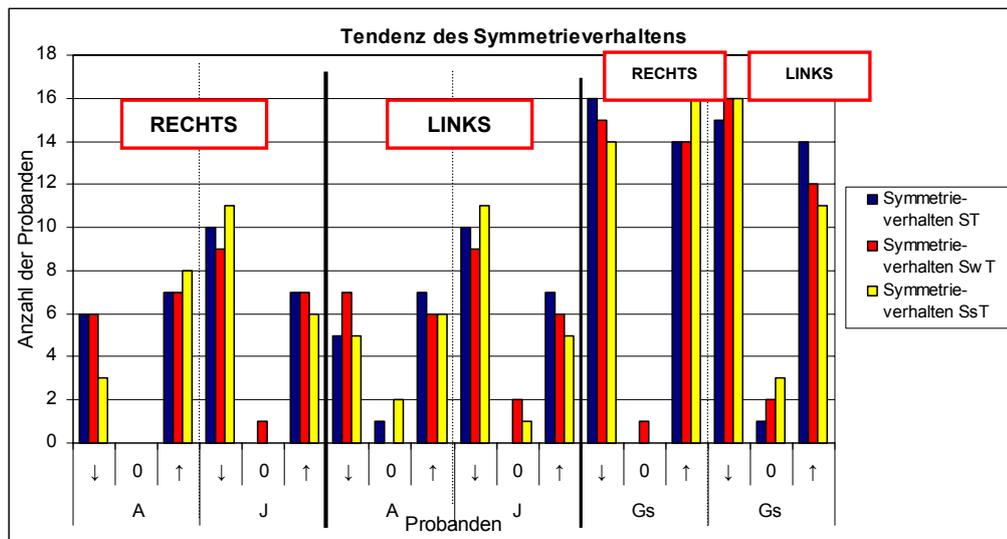


Abb. 35a: Gruppe: Probanden
Parameter: Tendenz des Symmetrieverhaltens unter Berücksichtigung der Steigung der Regressionsgeraden
 rechtes und linkes Bein betrachtet (0 g bis 2800 g)
Kadenz: frei

Symmetrieverhalten der Schwungphase: In der Schwungphase kommt es bei Belastung des **rechten Beins ohne vorgegebene Kadenz** bei sieben Probanden zu einer Zunahme der Asymmetrie; bei Belastung des **linken Beins** sind es sechs.

Bei **vorgegebener Kadenz** ist das Ergebnis noch eindeutiger: bei 12 Personen kommt es bei einer **rechtsseitigen** Belastung zu einer Abnahme der Asymmetrie, während es bei **linksseitigen** Zusatzbelastung bei elf Probanden zu einer Symmetrierverschlechterung kommt.

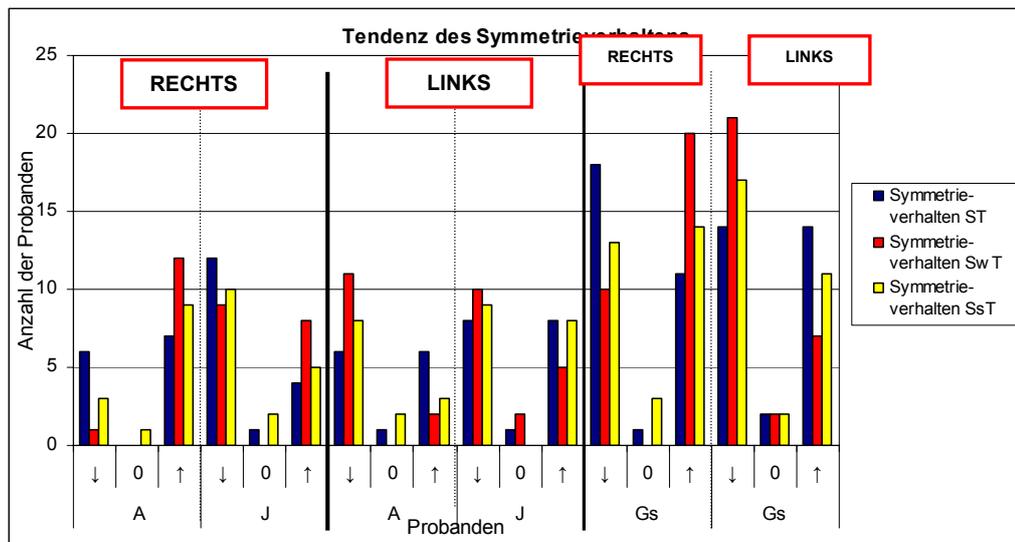


Abb. 35b: Gruppe: Probanden
Parameter: Tendenz des Symmetrieverhaltens unter Berücksichtigung der Steigung der Regressionsgeraden rechtes und linkes Bein betrachtet (0 g bis 2800 g)
Kadenz: vorgegeben

Symmetrieverhalten der Standphase: Die Ergebnisse der Stanphase schließen sich denen der Schwungphase an. Wird das **rechte Bein ohne vorgegebene Kadenz** belastet, so führt dies in acht von 13 Fällen zu einer Verbesserung der Symmetriesituation, während sie bei fünf Probanden verschlechtert wird. Bei einer Zusatzlast des **linken Beins** verschlechtert sich die Symmetrie bei fünf Personen, bei sechs wird sie verbessert, bei zweien ändert sie sich nicht.

Bei **vorgegebener Kadenz** führt eine zusätzliche Beschwerung des **rechten Beins** bei neun Personen eine Abnahme der Asymmetrie, während diese sich bei drei Probanden verschlechtert und bei einem gar nicht verändert wird. Bei einer Belastung des **linken Beins** dagegen kommt es bei acht Patienten zu einer Symmetrieverbesserung, bei drei wird das Gangbild symmetrischer, bei zwei weiteren gibt es keine Veränderung.

5.3.3 Probandengruppe JUNG

Symmetrieverhalten der Schrittzeit: Die Ergebnisse der Asymmetrie der jungen Probanden sind mit denen der älteren Probandengruppe vergleichbar. Bei einer Beschwerung des **rechten Beins ohne vorgegebene Kadenz**

kommt es bei zehn von 17 Personen zu einer Verschlechterung des Symmetrieverhaltens, bei den sieben anderen wird dieses verbessert. Eine Belastung des **linken Beins** führt zum gleichen Ergebnis.

Ähnliche Ergebnisse zeigt auch der Versuchsaufbau **mit vorgegebener Kadenz** auf. Dort kommt es bei der Belastung des **rechten Beins** bei 12 Personen zu einer Verschlechterung der Asymmetrie, bei vier wurde sie verbessert, bei einem veränderte sie sich nicht. Bei einem zusätzlichen Gewicht des **linken Beins** ist das Verhältnis ausgeglichen: bei jeweils acht Probanden wird Asymmetrie verbessert bzw. verschlechtert, bei einem ergibt sich keine Änderung.

Symmetrieverhalten der Schwungphase: Bei der Schwungphase ist ebenfalls ein ähnliches Ergebnis zu erkennen. Bei belastetem **rechten Bein ohne vorgegebene Kadenz** kann die Symmetrie in sieben Fällen verbessert werden, in neun Fällen zeigt sich eine Verschlechterung, in einem Fall ändert sich nichts. Bei belastetem **linken Bein** kommt es bei neun Fällen zu einer Asymmetrieverringung und in sechs anderen Fällen zu einer Vergrößerung der Asymmetrie. Bei zwei Personen zeigt sich keine Änderung des Symmetrieverhaltens.

Bei **vorgegebener Kadenz** führt eine Belastung **des rechten Beins** bei acht Personen zu einer Symmetriezunahme, bei den restlichen neun Teilnehmern zu einer Abnahme. Bei einem **linksseitig** belasteten Bein kommt es bei zehn Probanden zu einer Asymmetrieabnahme und in fünf Fällen zu einer Zunahme bzw. in zwei Fällen zu keiner Veränderung.

Symmetrieverhalten der Standphase: Bei Betrachtung der Standphase bei einem belasteten **rechten Bein** bei **freier Kadenz** kommt es in elf Fällen zu einer Symmetriverschlechterung, und in sechs Fällen zu einer Verbesserung. Bei **linksseitiger** Belastung sind es ebenfalls elf Personen, die eine Asymmetriezunahme aufweisen, während fünf Person eine Abnahme zeigen bzw. eine Person keine Veränderung aufweist.

Das Ergebnis ist auch bei einer **Vorgabe der Kadenz** wiederzufinden. Hier führt eine Beschwerung des **rechten Beins** bei zehn Probanden zu einer Verschlechterung und fünf Mal zu einer Verbesserung und zwei Mal zu keiner Veränderung der Symmetrie. Das gilt genauso für **das linke Bein**: durch die

zusätzliche Belastung wird die Asymmetrie in neun Fällen vergrößert und in acht Fällen verkleinert.

5.3.3.1 Zusammenfassung in Kürze

Die Tabelle 18 gibt eine Zusammenfassung der bisherigen Ergebnisse:

Tabelle 18 : Zusammenfassung der Ergebnisse des Symmetrieverhaltens für Patienten und Probanden

	Kadenz frei			Kadenz vorgegeben		
	ST	SwT	StT	ST	SwT	StT
Patienten	↓ 75%	↓ 85%	→ 50%	↓ 70%	↓ 65%	↓ 70%
Probanden → <u>rechtes Bein</u>	↓ 53%	→* 50%	→** 50%	↓ 60%	↑ 53%	↓ 59%
Probanden → <u>linkes Bein</u>	→* 50%	↓ 53%	↓ 53%	→*** 47%	↓ 70%	↓ 57%

↑ = Zunahme des Symmetrieverhaltens des Parameters; ↓ = Abnahme des Symmetrieverhaltens des Parameters; → = gleiche Anzahl an Personen, bei der der Parameter zu- bzw. abnimmt; * bei jeweils einem Probanden kam es zu keiner Veränderung des Symmetrieverhaltens; ** bei zwei Personen kam es zu keiner Veränderung des Symmetrieverhaltens; *** die Asymmetrie vergrößert bzw. verringert sich bei der gleichen Anzahl an Probanden, bei zwei Personen ändert sie sich nicht.

Patienten

1. Zunahme der Asymmetrie von Schrittzeit (75% der Patienten) und Schwungphase (85%) bei freier, bzw. 70% (ST) und 65% (SwT) bei vorgegebener Kadenz
2. Bei freier Kadenz kommt es bei der Standphase bei der Hälfte der Patienten zu einer Zu- und bei der andere Hälfte zu einer Abnahme der Asymmetrie; bei vorgegebener Kadenz wurde die Asymmetrie in 70% der Fälle größer

3. Tendenz des Symmetrieverhaltens aller Patienten

Die vorherige Zusammenfassung konnte zeigen, dass sie das Symmetrieverhalten der drei untersuchten Gangparameter Schrittzeit, Schwung- und Standphase verändert haben.

Die Abbildungen 36a (mit freier Kadenz) und b (mit vorgegebener Kadenz) liefern ergänzend Informationen über das **Ausmaß** der Veränderung, d.h. wie groß die Veränderung im Patientenkollektiv war. In Abb. 36a ist das Ausmaß der Asymmetrie auf der x-Achse aufgetragen. Ist die Asymmetrie = 0 ist das Gangbild symmetrisch, weicht die Asymmetrie sowohl in negativer als auch in positiver Richtung von 0 ab, so wird das Gangbild asymmetrischer. Auf der Y-Achse befinden sich die Anzahl der Patienten. Wie schon zuvor ist das Symmetrieverhalten der Schrittzeit in Form einer blauen Säule bzw. Linie, das der Schwungphase in rot und das der Standphase in gelb aufgetragen.

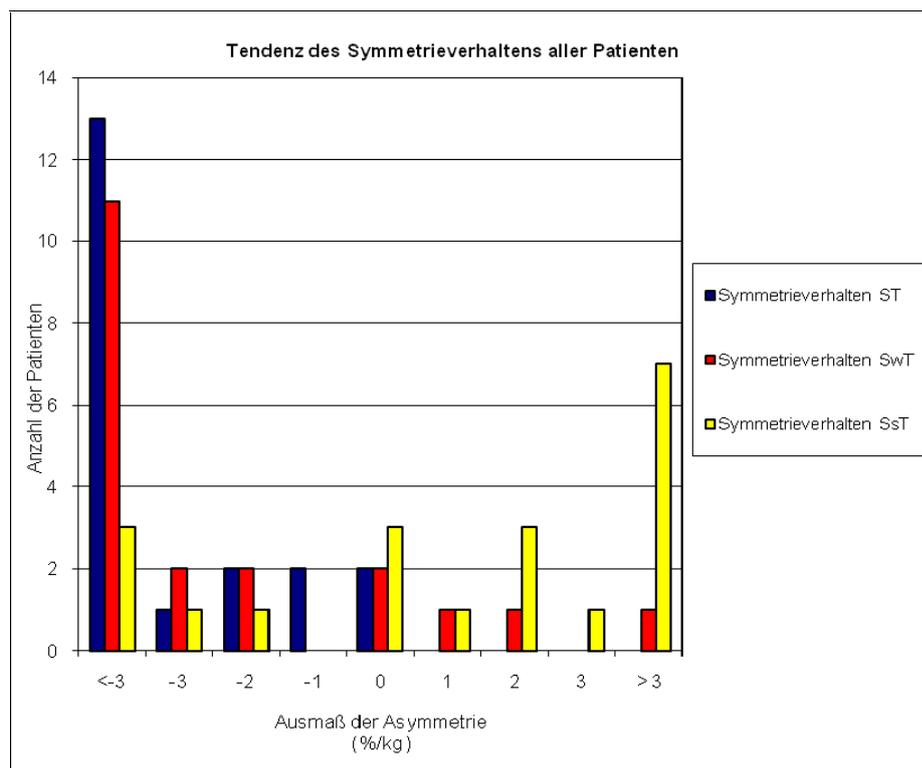


Abb. 36a: Gruppe: Patienten
Parameter: Tendenz des Symmetrieverhaltens aller Patienten
 Amputiertes Bein betrachtet (- 2800 g bis 2800 g)
Kadenz: frei

In beiden Diagrammen wird deutlich, dass die Mehrzahl der Patienten eine deutliche Zunahme der Asymmetrie bei allen drei Parametern verzeichnen konnte. Am meisten ausgeprägt war der Effekt dabei im Symmetrieverhalten der Schrittzeit und der Schwungphase.

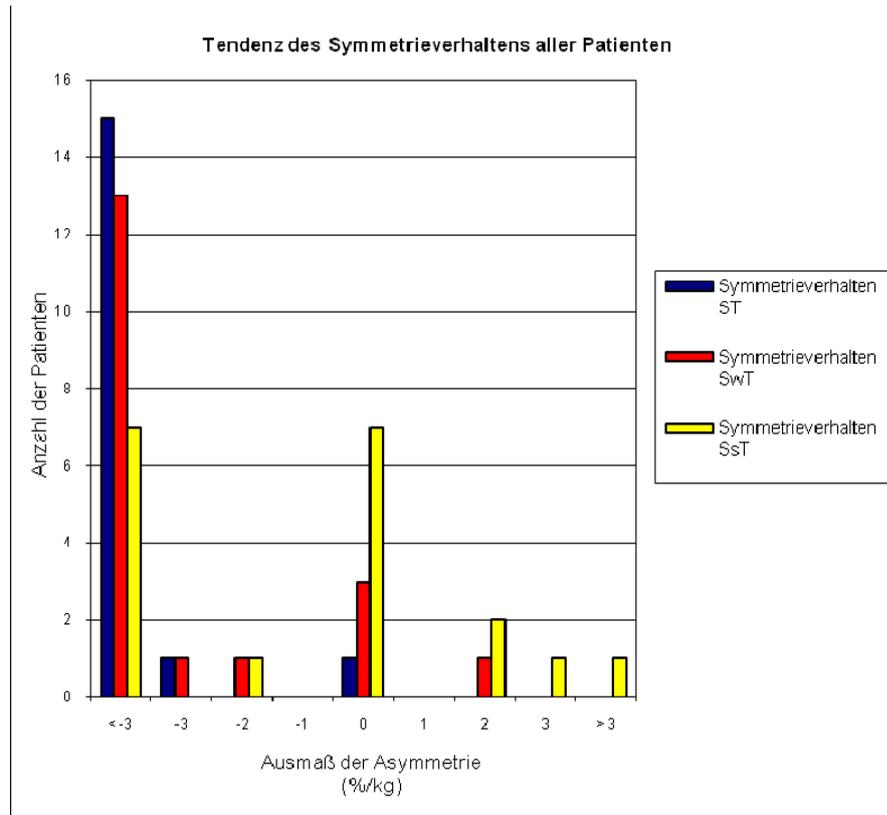


Abb. 36b: Gruppe: Patienten
Parameter: Tendenz des Symmetrieverhaltens aller Patienten
 Amputiertes Bein betrachtet (- 2800 g bis 2800 g)
Kadenz: vorgegeben

4. Gewichtsoptimum

Als Gewichtsoptimum wird jener Wert fest gelegt, bei dem die Regressionsgerade die x-Achse passiert, bei dem also die Asymmetrie 0 ist und damit vollständige Symmetrie vorherrscht.

Tabelle 19 liefert eine Übersicht über die Schnittpunkte mit der x-Achse der einzelnen Patienten.

Tabelle 19 : Übersicht über das Gewichtsoptimum der einzelnen Patienten

Patient Nr.	Mit freier Kadenz			Mit vorgegebener Kadenz		
	Gewichtsoptimum (g) der					
	ST	SwT	Sst	ST	SwT	SsT
1	-9198	-12711	0	3040	-3120	6880
2	-5162	-12387	-5109	-11678	-48780	0
3	-2393	-562	0	-8414	-2420	359
4	-8365	0	5020	-54	-1560	0
5	-3541	-5537	-20173	0	-9196	-25606
6	-3894	-4928	-6934	-4269	0	0
7	-15650	24600	12250	-13476	-3264	-3616
8	-8647	720	4371	10438	14226	-376
9	0	-7743	110	-20839	-12412	-7644
10	6594	-780	465	591	1996	798
11	-2796	-8979	-4947	1232	968	1183
12	-2702	-3225	14580	1133	1158	1170
13	2760	3215	9570	961	1232	801
14	3444	988	-13040	1281	1811	1491
15	678	4934	1762	1417	1392	1577
16	3315	2365	-6472	1429	1331	1355
17	11160	-8640	0	6240	2640	-5040
18	111	554	912	1148	1306	1224
19	-3693	1996	-4861	1109	1269	1712
20	59760	579	333840	1158	1097	1158
Durch- Schnitt	1089,05	-1277,05	16067,2	-1377,65	-2516,3	-1128,7

0 = die Regressionsgerade schneidet die x-Achse nicht im untersuchten Intervall, da die Steigung $\leq 1,0E-06$ g/sec beträgt

Das durchschnittliche Gewichtsoptimum aller Patienten bei dem Symmetrie vorherrscht beträgt für die Schrittzeit 1089,05 g bei freier und -1377,65 g bei vorgegebener Kadenz, -1277,05 (frei) und -2516,3 (vorgegeben) für die Schwungphase und für die Standphase 16067,2 g bei freier bzw. -1128,7 g bei vorgegebener Kadenz.

Die zum Teil sehr hohen Werte (siehe z.B. Patient Nr. 7) entstehen durch die sehr geringe Steigung der Regressionsgeraden.

Probanden

Rechtes Bein

1. Die Ab- bzw. Zunahme der Asymmetrie ist bei Schrittzeit, Stand- und Schwungphase bei freier Kadenz ausgeglichen;
2. Ist die Kadenz vorgegeben, so ist das Ergebnis etwas deutlicher: Die Asymmetrie der ST nimmt um 60%, die der StT um 59% ab

Linkes Bein

1. Vergleichbares Ergebnis des linken Beins: bei freier Kadenz kommt es in ST, SwT und StT zu einer ausgeglichenen Verteilung derjenigen, deren Asymmetrie zu- bzw. abnimmt
2. Bei vorgegebener Kadenz nimmt die Asymmetrie der Schwunphase bei 70% der Probanden ab und die der Standphase bei 67% der Probanden
3. Die Tendenzlinien der Schrittlänge schneiden mehrheitlich die Abszisse im Beobachtungsbereich, also zwischen -2800 g und + 2800 g. Das heißt, dass bei diesem Probanden hinsichtlich der Schrittlänge ein symmetrisches Gangbild erreicht wird.
4. Im Allgemeinen ist das Gangbild eines Probanden im unbelasteten Zustand asymmetrisch.
5. Insgesamt kommt es durch die Vorgabe der Kadenz zu einem deutlicheren Ergebnis im Probandenkollektiv

5.4 Patientenbefragung

Eine visuelle Darstellung der Ergebnisse, unterteilt in die drei zusätzlichen Gewichte und gegliedert in die einzelnen Aktivitätsklassen liefern die Säulendiagramme 37 bis 39: auf den x-Achsen befinden sich die oben genannten Kommentare, auf der y-Achse die Anzahl der Patienten. Die verschiedenen Säulen symbolisieren die Aktivitätsklassen. Eine Unterteilung der Auswertung in freie und vorgegebene Kadenz erfolgt an dieser Stelle nicht, da die Ergebnisse identisch waren.

Obwohl auch eine Messung und Auswertung bei der Belastung beider Extremitäten stattfand, findet in der nachfolgenden Darstellung der Ergebnisse nur die Betrachtung des amputierten bzw. erhaltenen Beins Berücksichtigung.

1. Belastung des erhaltenen Beins

Zusätzliche Belastung von 933 g: Wie in Abbildung 35 zu erkennen ist, zeigt eine Mehrbelastung der amputierten Extremität bei dem überwiegenden Teil der Patienten keine Veränderung (15 von 20). Dies betrifft im Einzelnen die beiden Angehörigen der **AK IV**, sowie neun Personen der **AK III** und fünf der **AK II**. Jeweils einer der Teilnehmer als **AK I**, **II** und **III** hatte ein erhöhtes Sicherheitsempfinden. Eine Person der **AK II** spürte eine deutliche Mehrbelastung, eine anderer empfand diese als unangenehm. Letzterem schlossen sich die beiden Angehörigen der **AK I** an.

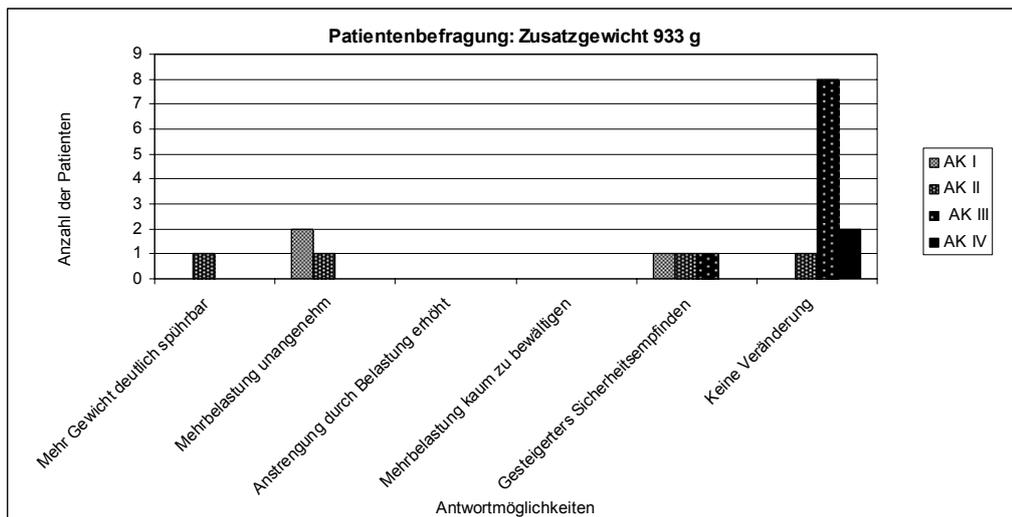


Abb. 37: Gruppe: Patienten
Parameter: Befragung nach einer Gewichtszunahme des amputierten Beins von 933 g
Kadenz: frei

Zusätzliche Belastung von 1866 g: Eine Erhöhung des Zusatzgewichtes auf 1866 g führt zu einer deutlichen Veränderung des Ergebnisses (siehe Abb. 36). Lediglich eine Person der **AK IV** verspürt keine Veränderung, alle anderen nehmen das extra Gewicht auf unterschiedliche Art und Weise wahr. Insgesamt neun Patienten spüren den Gewichtsanstieg deutlich, 13 empfinden ihn als unangenehm (davon der Zweite der **AK IV**), für zwei ist er kaum zu bewältigen. Dennoch steigt für sieben Patienten das Sicherheitsempfinden an (für vier Personen der **AK II** und drei Personen der

AK III). Beide Teilnehmer der AK I registrieren eine Mehrbelastung als unangenehm. Während einer die Anstrengung erhöhen muss, um das zusätzliche Gewicht zu tragen, ist dies für den anderen kaum zu schaffen. Fünf Personen der AK II verspüren die Mehrbelastung, einigen von ihnen ist diese unangenehm (insgesamt fünf), einige müssen die Anstrengung erhöhen (ebenfalls fünf). Für einen dieser Gruppe ist die Mehranstrengung kaum zu bewältigen. Etwas anders sieht es in AK III aus: zwar bemerken vier das Zusatzgewicht und für fünf ist es sogar unangenehm, dennoch muss nur einer eine vermehrte Anstrengung aufbringen.

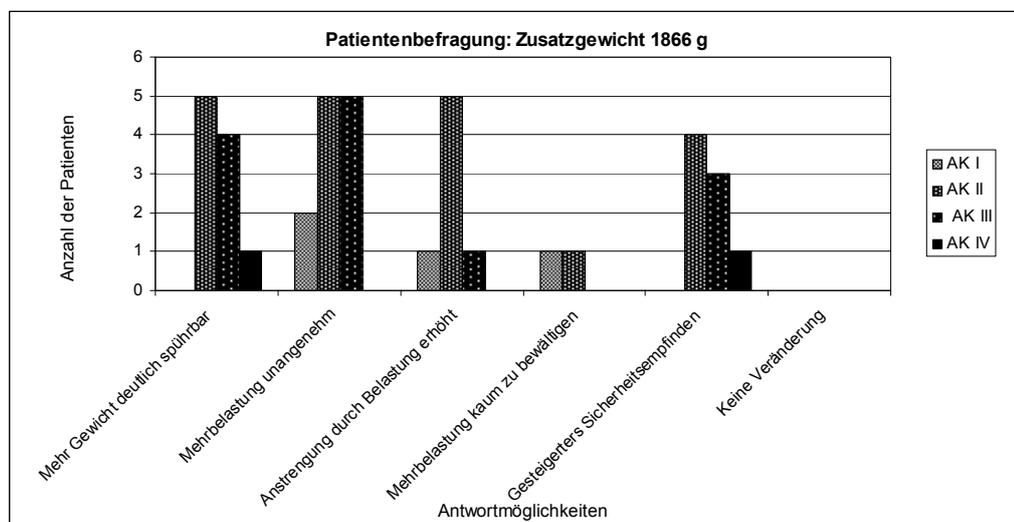


Abb. 38: Gruppe: Patienten
Parameter: Befragung nach einer Gewichtszunahme des amputierten Beins von 1866 g
Kadenz: frei

Zusatzgewicht von 2800 g: Abbildung 37 zeigt eine Übersicht über das Empfinden der Patienten bei einer Belastung der Prothese von 2800 g. Alle Beteiligten nehmen die Erschwerung deutlich wahr. Beide Angehörige der AK IV sowie alle Teilnehmer der AK II empfinden diese als unangenehm, für die beiden Patienten der AK I ist sie kaum zu bewältigen. Fünf aus AK II müssen einen Mehraufwand an Anstrengung aufbringen, um das Bein zu bewegen. Das betrifft ebenfalls vier Amputierte der AK III. Alle Patienten dieser Aktivitätsklasse bemerken das Zusatzgewicht, für sieben ist es unangenehm.

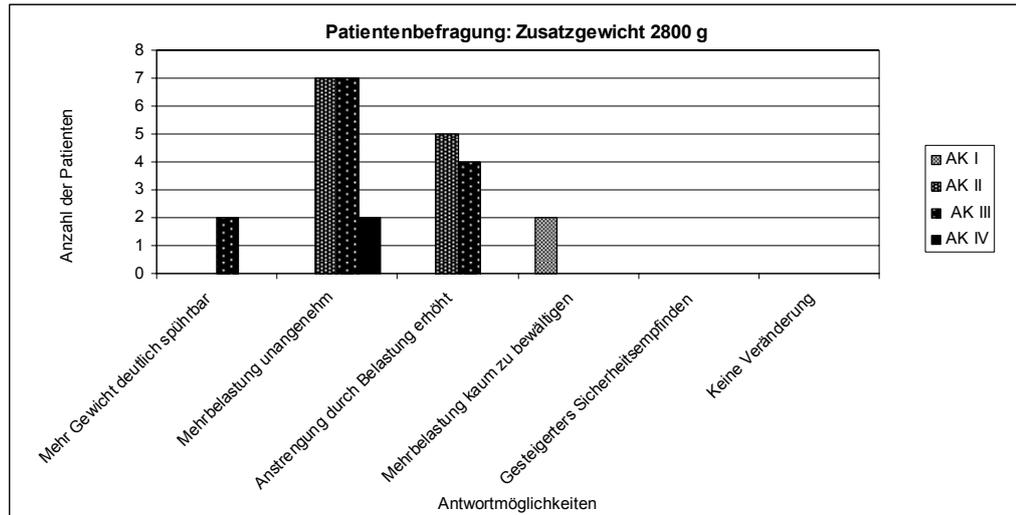


Abb. 39: Gruppe: Patienten
Parameter: Befragung nach einer Gewichtszunahme des amputierten Beins von 2800 g
Kadenz: frei

Zusatzkommentare: Gerade in dieser Gewichtsklasse, aber auch der davor ist fünf Zusatzkommentaren der Patienten der höheren Aktivitätsklassen zu entnehmen, dass die Prothese zu stark am Stumpf ziehe und sie das Gefühl haben, sie zu verlieren. Die Träger eines C-leg-Prothesenkniegelenks bemerken, dass das Kniegelenk nicht mehr vollständig gebremst werde, sondern durchschlagen würde. Sechs Patienten fühlen sich außerdem in ihrer Aktivität eingeschränkt.

2. Belastung des erhaltenen Beins

Auf Grund der Gemeinsamkeit der Ergebnisse wird auf eine separate Darstellung der einzelnen Gewichtsklassen verzichtet.

Belastet man das erhaltene Bein der Amputierten, so verspüren 19 von 20 Patienten weder bei 933 g, bei 1866 g noch bei 2800 g eine Veränderung. Lediglich ein Angehöriger der AK I, der auch bei einer Gewichtssteigerung um 933 g bzw. 1866 g nicht bemerkt hat, gibt bei einem Gewicht von 2800 g eine erhöhtes Sicherheitsempfinden an.

5.4.1 Zusammenfassung in Kürze

1. Ein zusätzliches Gewicht von 933 g wird entweder nicht bemerkt oder gut toleriert
2. Bei einer Vergrößerung der Last auf 1866 g kommen die höheren Aktivitätsklasse (III und IV) noch gut mit dem Gewicht zurecht, die niedrigeren AK stoßen dagegen an ihre Belastungsgrenze. Dennoch verspürt ein Teil der Patienten hier eine Erhöhung des Sicherheitsempfindens. Sie geben an, dass der Fuß förmlich am Boden kleben bleibe und sie sich durch die vergrößerte Bodenkontaktzeit sicherer und standfester fühlen.
3. Eine weitere Belastung auf 2800 g übertrifft die Kompensationsmechanismen der Amputierten. Im Durchschnitt empfinden die Patienten aller Aktivitätsklasse des Gewicht als unangenehm oder kaum zu bewältigen. Gerade die Angehörigen der AK III und IV fühlen sich ihrer Aktivität eingeschränkt und haben das Gefühl, das Zusatzgewicht ziehe ihnen die Prothese vom Stumpf.
4. Eine Gewichtserhöhung des erhaltenen Beins wird dagegen, auch bei höchster Belastung von 2800 g kaum wahrgenommen.
5. Die Ergebnisse mit und ohne vorgegebene Kadenz sind identisch.

Kapitel 6: Diskussion

Das Thema eines optimalen Gewichtes einer Oberschenkelprothese wird seit langem kontrovers diskutiert und ist fortwährender Gegenstand in der Literatur. Trotz einer anschaulichen Anzahl bereits vorangegangenen Studien, konnte bisher kein einheitliches Ergebnis erzielt werden.

Diese Arbeit verfolgt das Ziel, das Gangverhalten von Oberschenkelamputierten, aber auch von gesunden Probanden im Bezug auf eine Veränderung des Gewichtes der Prothese bzw. der Unteren Extremität zu untersuchen und miteinander zu vergleichen, um Rückschlüsse auf eine optimale prothetische Versorgung zu ziehen. Dabei wurden die unterschiedlichen vorherigen Studiendesigns analysiert und so der eigene Versuchsaufbau entsprechend gewählt.

Im Folgenden werden die in der Einleitung vorgestellten Fragestellungen und Hypothesen ihrer Reihenfolge nach überprüft und beantwortet. Zusätzlich werden die in dieser Studie erreichten Ergebnisse mit denen der Literatur verglichen und bewertet.

6.1 Einfluss einer Gewichtsveränderung auf das Gangbild eines gesunden Probanden

Die Erfassung von Daten der Probanden mit zwei erhaltenen Beinen erfüllt in dieser Arbeit den Zweck, das Gangbild eines Gesunden zu erfassen, um es anschließend, gerade in Abhängigkeit eines veränderten Gewichtes, mit dem eines Prothesenträgers vergleichen zu können.

6.1.1 Einfluss auf die Gangparameter

Veränderungen in Schwung- und Standphase sowie der Schrittzeit

Jaqueline Perry [1993] charakterisiert den physiologischen Gang eines Menschen als einen periodisch wiederkehrenden Gangzyklus, der in eine Standphase und in eine Schwungphase unterteilt werden kann. Bewegt sich ein Proband mit einer normalen Geschwindigkeit (80 m/min) fort, so befindet sich ein Bein in 62% der Zeit am Boden und in 38% in der Luft. Die Dauer der Standphase eines Beines ist also länger als die der Schwungphase.

In der Versuchsreihe mit den gesunden Probanden konnten annähernd die gleichen Ergebnisse erzielt werden. Insgesamt stehen die Teilnehmer mit zwei erhaltenen Beinen 62,29% der Zeit auf ihrem linken Bein, während es sich nur zu 37,71% in der Luft befindet. Auch die Schwungphase des rechten Beins ist mit 39,06% deutlich kürzer als die Standphase (60,94%). Bei einem gesunden Menschen ist die Standphase also länger als die Schwungphase.

Neben der muskulären Arbeit fungiert das Bein dabei wie ein Pendel, das durch den Effekt der Schwerkraft beschleunigt wird und dessen Trägheitsmoment durch seine Masse und den Abstand der Masse zum Drehpunkt bestimmt wird. Bereits Mena et al. [1981] verglichen das Bein mit dem Modell eines dreisegmentigen Pendels und kommen zu dem Ergebnis, dass eine Veränderung des Trägheitsmomentes zu einer Veränderung des Gangbildes führe. Dabei habe ein erhöhtes Gewicht größere Auswirkungen als ein erniedrigtes.

Durch eine Gewichtserhöhung und eine Verlagerung des Gewichtes an den Fuß, wurde in dieser Arbeit Einfluss auf das Trägheitsmoment und so auch auf die Schwingungsdauer des Pendels genommen. Doch die Ergebnisse von Mena lassen sich nicht komplett reproduzieren. Bestätigt werden kann, dass ein erhöhtes Gewicht die Dauern der Gangparameter verändert. Die Gangparameter Schrittzeit, Schwung- und Standphase verändern sich. Bei freier Kadenz verlängert sich die Schrittzeit des rechten Beins aller Probanden in 90% der Fälle (27 von 30), in 83 % die des linken Beins. Auch eine Verlängerung der Schwungphasendauer beider Beine ist zu verzeichnen. Diese kommt bei freier Kadenz bei 77% der Probanden für das rechte Bein

und bei 73% der Teilnehmer für das linke Bein vor. Das entspricht 23 bzw. 22 Personen. Die Standphase nimmt dagegen an Länge ab, und zwar bei 73% des rechten Beins und bei 87% des linken Beins. Bei der Vorgabe einer Kadenz ergaben sich ähnliche Resultate. Hier steigt die Schrittzeit beider Beine in 87% der Fälle an, die Dauer der Schwungphase vergrößert sich bei 73% (rechtes Bein) bzw. 87% (linkes Bein) der Personen und auch die Standphasendauer sinkt in 80% (rechts) bzw. 63% der Fälle. Mena spricht nur von einer Änderung der Parameter bei einer Erhöhung des Gewichtes. Hier konnte aber gezeigt werden, dass sowohl eine Gewichtsverminderung als auch eine Gewichtserhöhung die Gangparameter verändern.

Veränderungen von Schrittlänge und Geschwindigkeit

Gesunde Personen bewegen sich nach Detrembleur et al. [2005] mit einer durchschnittlichen **Gehgeschwindigkeit** von 4-5 km/h fort. Alle Probanden dieser Arbeit liegen mit einer mittleren Geschwindigkeit von 4,28 km/h genau in diesem Bereich.

Werden ihre Beine jeweils mit Gewichten beschwert, so erhöht sich die Geschwindigkeit bei einer frei gewählten Kadenz bei 63% der Patienten, bei 37% nimmt sie dagegen ab. Das gilt sowohl für das linke als auch für das rechte Bein. Bei vorgegebener Kadenz kommt es zu einem ähnlichen Ergebnis. Hier zeigen 70% (rechtes Bein) bzw. 63% (linkes Bein) der Probanden eine Beschleunigung ihres Ganges.

Durch eine zusätzliche Beschwerung der Beine mit Gewichten kommt es zu einer, wenn auch uneinheitlichen, Veränderung der **Schrittlänge**. Bei freier Kadenz verlängert sich die Schrittlänge des rechten Beins in 56% und des linken Beins und in 73% der Fälle. Die Schrittlänge der anderen Teilnehmer wird zum größten Teil verringert oder ändert sich nicht. Auch bei vorgegebener Kadenz wird der Schritt bei 53% (rechts) bzw. 52% (links) ausgedehnt.

6.1.2 Einfluss auf das Symmetrieverhalten

Nach der oben beschriebenen Studie von Mena et al. [1981] beeinflusst ein verändertes Trägheitsmoment das Gangbild eines Gesunden in einer negativen Weise. Dass die Beschwerung des Beines zu Veränderungen der Dauer von Schrittzeit, Schwung- und Standphase führen, konnte in Kapitel 5.1.1 bereits gezeigt werden.

Mena's Ergebnisse müssen allerdings kritisch hinterfragt werden. Als erstes stellt sich dabei die Frage, ob das physiologische, unbelastete Gangbild als Ausgangspunkt überhaupt als symmetrisch definiert werden kann. Im Verlauf der Untersuchung zeigte sich nämlich, dass das Gangbild der gesunden Probanden mit einer Beschwerung von zusätzlichen Gewichten nicht wie angenommen, asymmetrischer, sondern symmetrischer wird. Das gilt für die Mehrzahl der Probanden bei allen drei Parametern. Konkret heißt das, dass sich die Symmetrie der Schrittzeit beider Beine bei einer freien Kadenz in jeweils 87% der Fälle verbessert hat. Bei drei (links) bzw. vier (rechts) Probanden ist eine vermehrte Asymmetrie aufgetreten und in einem Fall hat sich das Symmetrieverhalten des linken Beins nicht verändert. Auch bei vorgegebener Kadenz erhält man ein ähnliches Ergebnis. Hier verbessert sich die Symmetrie des rechten Beins bei 80% der Probanden und des linken Beins bei 87%. Bei allen anderen nimmt sie ab oder ändert sich nicht. Weiterhin kann das Symmetrieverhalten von Schwung- und Standphase deutlich verbessert werden. In der Schwungphase kommt es bei 83% der Teilnehmer zu einer Symmetrieverbesserung des rechten und in 87% zu einer Symmetrieverbesserung des linken Beins (freie Kadenz) bzw. bei 70% (rechts) und 77% (links), wenn die Kadenz vorgegeben ist. Das Symmetrieverhalten der Standphase ist dagegen nicht mehr ganz so deutlich. Insgesamt kann die Symmetrie des linken Beins bei freier Kadenz nur in neun Fällen (das entspricht 30%) verbessert werden. Bei allen anderen Teilnehmern wird sie verschlechtert, bei zwei Teilnehmern ändert sie sich nicht. Ist die Kadenz dagegen vorgegeben, so findet sich bei der Hälfte der Teilnehmer eine Verbesserung der Asymmetrie. Die Symmetrie des rechten Beins kann dagegen sowohl bei freier als auch bei vorgegebener Kadenz in 70% der Fälle verbessert werden.

Bei der Mehrzahl der Probanden kreuzt die Regressionsgerade im Verlauf der Messungen die Symmetrieachse an unterschiedlichen Stellen, sodass davon ausgegangen werden muss, dass jeder Mensch sein individuelles Gewichtsoptimum hat, in dem sein Gang symmetrisch ist.

6.1.3 Einfluss des Alters

Die Gruppe der gesunden Probanden wurde in zwei Untergruppen unterteilt, von denen 17 jünger als 60 Jahre und 13 älter als 60 Jahre waren. Beiden Gruppen wurden zusätzliche Gewichte an das Obere Sprunggelenk angebracht und beide Gruppen wurden unter den gleichen Bedingungen untersucht. Es zeigte sich, dass älteren Patienten im Vergleich zu ihren jüngeren Mitstreitern eine längere Schrittzeit haben. Außerdem haben sie eine längere Stand- und dadurch eine kürzere Schwungphasendauer. Das bedeutet, sie verbringen sowohl mit dem rechten als auch mit dem linken Bein mehr Zeit auf dem Boden als in der Luft. Dadurch ist das Verhältnis der Schwung- und Standphase zugunsten der Standphase verschoben und die Probanden der Gruppe ALT verbringen etwa 3% mehr auf dem jeweiligen Standbein. Zusätzlich haben sie eine deutlich kürzere Schrittlänge. Diese liegt durchschnittlich bei 64 cm, während die der jüngeren Probanden ca. 72 cm beträgt. Auch weisen sie mit einer mittleren Geschwindigkeit von 4,1 km/h eine langsamere Gehgeschwindigkeit auf. Sie beträgt bei der Gruppe JUNG zum Vergleich 4,5 km/h.

Ein zusätzliches Gewicht wirkt sich auf die Veränderungen der Dauer von Schrittzeit, Schwung- und Standphase und der damit verbundenen Änderung des Symmetrieverhaltens zwischen den einzelnen Gruppen weitestgehend ähnlich aus. Das heißt, dass es in jeder der beiden Gruppen JUNG und ALT einen etwa gleich großen prozentualen Anteil von Personen gab, deren Gangbild sich veränderte oder gleich blieb. Auch in den Parametern Schrittlänge und Geschwindigkeit gab es bei beiden Gruppen keinen einheitlichen Trend.

6.2 Einfluss einer Gewichtsveränderung auf das Gangbild eines Oberschenkelamputierten

In diesem Kapitel werden die in der Studie gewonnen Ergebnisse der Oberschenkelamputierten Patienten kurz zusammengefasst und mit denen der Literatur verglichen.

6.2.1 Einfluss auf die Gangparameter (im Bezug auf das Pendelmodell)

Veränderungen von Schwung- und Standphase sowie der Schrittzeit

Patienten, die mit einer Oberschenkelprothese versorgt sind, müssen auf Fuß, Unterschenkel und je nach Amputationsniveau auch auf Teile des Oberschenkels verzichten. Das führt zu Abweichungen der normalen Biomechanik, die im Wesentlichen die Dauer von Schwung- und Standphase betreffen. In einer Studie von Jaegers et al. [1995] mit elf männlichen Oberschenkelamputierten verweilen die Patienten im Durchschnitt 63% auf dem erhaltenen Bein, während sie nur 58% der Zeit auf der amputierten Extremität stehen. Dieses Ergebnis wurde auch in einer weiteren Arbeit mit 29 unilateral Amputierten aus den Niederlanden unterstützt. Hier war die Schwungphase des prothetisch versorgten Beins durchschnittlich 36% länger als die des erhaltenen Beins (Boonstra et al.; 1994). Auch die Schrittzeit des erhaltenen Beins war kürzer.

Die Erkenntnisse der vorangegangenen Studien können durch die in dieser Untersuchung gewonnenen Ergebnisse bestätigt werden. Geht ein Patient in einer von ihm selbst gewählten Gehgeschwindigkeit, so steht er im Mittel 59,5% auf seiner Prothese, aber 68,25% auf seinem erhaltenen Bein oder anders gesagt, die **Schwungphase** der prothetisch versorgten Extremität ist mit 40,5% deutlich länger als die der Erhaltenen (31,75%). Die **Schrittzeit** wird ebenfalls etwas verlängert. Sie beträgt bei dem amputierten Bein 54,68 % und 45,32% beim erhaltenen Bein.

Von dieser Ausgangslage ausgehend, beschwerte man das amputierte Bein der Patienten mit den unterschiedlichen Gewichten. Der Ansatz wurde schon zuvor von unterschiedlichen Autoren aufgegriffen, die Umsetzung erfolgte jedoch in mannigfachen Weisen.

Bei Betrachtung der Formel der Frequenz des idealen Pendels fällt auf, dass diese natürliche Frequenz nicht von der Größe der Masse, sondern von deren Lokalisation abhängt. Das gilt auch für die Schwingungsdauer. Wird eine Masse in einer größeren Entfernung zum Drehpunkt, in diesem Fall dem distalen Drehpunkt „Kniegelenk“ angebracht, so erhöht sich die Schwingungsdauer. Außerdem führt nach dem Steinerschen Satz neben der Erhöhung der Entfernung zum Drehpunkt auch die Veränderung der Masse zu einer Zunahme des Trägheitsmomentes. Mit dieser Erkenntnis und der Annahme, dass sich der Massenschwerpunkt auf Grund der vielfältigen Technik auf Höhe des Prothesenkniegelenks befindet, lassen sich die bisherigen Studien grob in zwei Gruppen gliedern: **1.** diejenigen, die die Masse des Schaftes beschwert und damit ausschließlich das Gewicht in unmittelbarer Nähe des Schwerpunktes verändert haben und **2.** die, welche die Masse weiter distal an der Prothese anbrachten (z.B. am Fuß) und dadurch die Position des Drehpunktes bzw. die Masse und zusätzlich die Position des Drehpunktes variierten.

1.

Hale und seine Kollegen [1990] untersuchten die Effekte einer variierenden Masse des Prothesensschaftes, wobei sie versuchten, den Masseschwerpunkt und das Trägheitsmoment zu erhalten. Dazu arbeiteten sie mit sechs Oberschenkelamputierten, deren Schäfte mit drei steigenden Gewichten von 1,33 bis 3,37 kg (entspricht 100% der Masse des erhaltenen Beins) beschwert wurden. Hierbei zeigte sich, dass die Patienten in der Lage waren, ihre Schwungphase trotz einer erhöhten Masse aufrecht zu erhalten. Dieses Ergebnis wird in einer Untersuchung von Gitter et al. [1997] unterstützt. Auch in ihrer Studie mit acht Oberschenkelamputierten zeigte sich keine signifikante Veränderung von Schwung- und Standphasendauer. Hier wurden die Amputierten unter drei unterschiedlichen Gewichtsbedingungen untersucht. Diese waren 0 kg bzw. zusätzliche Massen von 0,68 und 1,34 kg.

Die Masse scheint also nicht von Bedeutung für die Schwungphase zu sein.

2.

Zur zweiten Gruppe gehören z.B. Tashman et al. [1985], die eine *Unterschenkelprothese* als ein um das Kniegelenk rotierendes Pendel ansahen und das Gangbild eines 13 Jahre alten, männlichen transartikulär Amputierten untersuchten, indem sie die Masse der Prothese reduzierten und dadurch den Masseschwerpunkt von 31,7 auf 18,7 cm distal des Kniegelenkes veränderten. Dabei wurde die Schwungphase unter dem proximaleren Masseschwerpunkt verringert. Diese Reduktion betrug 1/20 sec oder 15%. Die Dauer der Standphase wurde nicht signifikant verändert. Es ist allerdings zu bedenken, dass die limitierte Anzahl von Patienten (lediglich einer) eine allgemeine Schlussfolgerung auf eine größere Anzahl von Amputierten mit unterschiedlichen Voraussetzungen erschwert und es sich bei dem Untersuchten um einen Patienten handelt, der nicht Oberschenkel- sondern transartikulär amputiert worden ist. In einer weiteren Arbeit wurde die Masse des prothetischen Fußes um 113,4 bzw. 266,8 kg erhöht. Dabei konnten jedoch keine einheitlichen Veränderungen der Dauer von Schwungs- und Standphase festgestellt werden (Godfrey et al.; 1977).

Bei Messungen der Schwung- und Standphase in dieser Arbeit konnten folgende Ergebnisse erzielt werden: mit einer Gewichtserhöhung auf insgesamt 2800 g verlängerte sich die **Schwungphasendauer** sowohl bei freier als auch bei vorgegebener Kadenz bei 15 von 20 Patienten. Das entspricht 75%. Die **Standphase** verringert sich dagegen mit zunehmendem Gewicht bei 60% der Patienten (12 von 20) bei freier bzw. 65% (13 von 20) bei vorgegebener Kadenz. Weiterhin kam es zu einer Veränderung der Schrittzeit. Sie konnte bei freier Kadenz in 90% der Fälle (18 von 20) und bei vorgegebener Kadenz in 85% der Fälle (17 von 20) verlängert werden.

Damit zeigt sich ein Unterschied zu den Ergebnissen der zuvor beschriebenen Studien, denn weder bei Hale noch Gitter konnte eine Aussage im Bezug auf die Gangparameter Schwung- und Standphase erzielt werden. Wahrscheinlich liegt die Ursache im unterschiedlichen Versuchsaufbau begründet, da die beiden das Gewicht am Schaft befestigten. Auch weicht dieses Ergebnis von dem von Godfrey erzielten ab. Womöglich war das von ihm verwendete

Gewicht zu gering, um eine ausreichende Wirkung auf den Pendelmechanismus zu bewirken. Das Ergebnis von Tashmann [1985] dagegen kann zum Teil bestätigt werden: bei einer Verringerung der Masse nimmt die Dauer der Schwungphase ab, die Dauer der Standphase steigt dagegen an. So kann das von ihm für eine einzelne Person gewonnene Ergebnis durch diese Untersuchung unterstützt werden.

Veränderungen von Schrittlänge und Geschwindigkeit

Wenn man davon ausgeht, dass die normale **Gehgeschwindigkeit** eines gesunden Menschen mit zwei erhaltenen Beinen 4-5 km/h beträgt, dann bewegen sich Oberschenkelamputierte mit einer um 29% niedrigeren Geschwindigkeit fort. Diese ist sehr variabel und befindet sich zwischen 0,71 m/sec und 1,3 m/sec (Jaegers et al.; 1995).

Diese Arbeit kommt zu einem ähnlichen Ergebnis. Hier beträgt die durchschnittliche Geschwindigkeit aller Patienten 0,93 m/Sec. Das entspricht 3,34 km/h. Die Geschwindigkeit ist somit 25,8% niedriger als die des durchschnittlichen Probanden aus beiden Gruppen.

Die Schrittbreite der Amputierten ist trotz ihrer langsameren Gehgeschwindigkeit größer als die der gesunden Personen und liegt zwischen 18 und 30 cm (Jaegers et al., 1995).

Diese Studie zeigt, dass die Schrittlänge des amputierten Beins im Durchschnitt 54 cm beträgt und ist somit etwa 1,7 cm kürzer als die des erhaltenen Beins (55,7 cm).

Sowohl der Parameter „Schrittlänge“ als auch „Gehgeschwindigkeit“ wurde in Abhängigkeit einer veränderten Masse in der Literatur beschrieben und in dieser Arbeit untersucht. In den Studien von Hale und Gitter, die bereits vorgestellt wurden und der eben eingeführten Gruppe 1 angehören, zeigte sich bei Änderung der Schaftmasse kein signifikanter Unterschied der Geschwindigkeit bzw. Schrittlänge. Zu diesem Ergebnis kommen auch Skinner und Czerniecki [1994], die ähnliche Versuchsbedingungen hatten und somit zur Gruppe 1 gehören. Sie verstärkten den prothetischen Schaft von vier Oberschenkelprothesenträgern, die mit einem Teh-Lin-Schaft ausgestattet waren, mit zusätzlichen Gewichten von 1,7, 2,84 und 3,97 kg. Dabei konnte kein signifikanter Einfluss des Gewichtes auf die selbst gewählte

Gehgeschwindigkeit der Prothesenträger festgestellt werden. Zu dem gleichen Ergebnis kamen auch Czerniecki et al. [1996] Sie variierten die Masse des Prothesenschaftes mit zusätzlichen Gewichten von 0,68 und 1,34 kg und fanden keine signifikante Veränderung der Gehgeschwindigkeit.

Menkveld und seine Kollegen [1981] dagegen nutzen ein dreisegmentiges Modell des Beines, um die Trägheitseigenschaften zu verändern. Sie vergrößerten ebenfalls die Masse des Oberschenkel-Schaftes auf annähernd physiologische Werte und fanden eine Verlängerung der Schrittlänge sowie eine Erhöhung der Gehgeschwindigkeit bei einem einzelnen Amputierten.

Tashmann (Gruppe 2) [1985] veränderte dagegen nicht nur die Masse, sondern auch den Masseschwerpunkt und kam zu dem Ergebnis, dass sich bei einem zügigen Gang des Amputierten und einer distal angebrachten Masse sowohl die Schrittlänge vergrößerte, als auch die Geschwindigkeit erhöhte. Godfrey [1977] dagegen, der ebenfalls Masse und Masseschwerpunkt veränderte, konnte keine Veränderung der Schrittlänge verzeichnen und auch Meikle et al. [2003] fanden keine signifikante Änderung der Geschwindigkeit unter einer der zusätzlichen angebrachten Massen. Diese untersuchten die selbst gewählte Gehgeschwindigkeit bei zehn Oberschenkelamputierten, die ihr Bein auf Grund einer PAVK verloren hatten und im Durchschnitt über 50 Jahre alt waren. Dazu beschwerten sie das prothetische Bein mit 150 g, 770 g und 1625 g 14 cm unterhalb des Kniegelenkes.

Anders als bei Skinner [1989], Hale [1990], Gitter [1997], Czerniecki [1996], Godfrey [1977] und Meikle [2003] ist in der vorgelegten Arbeit eine Veränderung von Geschwindigkeit und Schrittlänge unter Einfluss der Masse zu verzeichnen, doch ein einheitlicher Trend nicht erkennbar. Die **Geschwindigkeit** nimmt bei freier Kadenz bei 50% (10 von 20) der Patienten zu und bei der anderen Hälfte ab. Unter vorgegebener Kadenz ist das Ergebnis etwas klarer. Hier beschleunigen 60% (12 von 20) ihren Gang, während ihn 40% verlangsamen. Ähnliche Ergebnisse zeigen sich auch bei der **Schrittlänge**. Diese verringert sich bei freier Kadenz bei zehn Patienten (50%), bei sieben (35%) wird sie verlängert und bei dreien (15%) verändert sie sich nicht. Bei vorgegebener Kadenz kommt es in der Hälfte der Fälle zu einer Verringerung der Schrittlänge, in 9 Fällen zu einer Verlängerung und bei

einem Patienten ergibt sich keine Änderung. Die Gründe für dieses Ergebnis sind nicht klar, da in keiner Aktivitätsklasse ein klarer Trend verzeichnet werden kann. Eine Möglichkeit wäre, dass sich einige Patienten besonders auf ihre Schrittlänge konzentrieren, mit der Intention so große Schritte zu machen, wie gewohnt.

6.2.2 Einfluss auf die Asymmetrie?

Im Allgemeinen geht man davon aus, dass ein gesunder Mensch mit zwei erhaltenen Beinen ein ausgeglichenes, symmetrisches Gangbild aufweist. Allerdings sind, wie hier gezeigt wird, leichte Abweichungen von einer strengen Symmetrie durchaus möglich.

Bei Amputierten führt das Tragen der Oberschenkelprothese, wie oben beschrieben, zu einer Veränderung der Kinematik. Die Verlängerung der Schwungphasendauer und die Verkürzung der Dauer der Standphase haben zur Folge, dass das Gangbild des Amputierten von dem eines gesunden Probanden abweicht. Es wird in allen drei betrachteten Parametern asymmetrischer.

In der Literatur ist das Thema der Gangsymmetrie in Abhängigkeit vom Gewicht selten beschrieben und wird kontrovers behandelt. Tahmann [1985] und Skinner [1989] beschreiben jeweils zwei Studien, die sich mit der Symmetrie des Gangbildes beschäftigen. Sie verwenden einen unterschiedlichen Versuchsaufbau: während bei Tahmann das Trägheitsmoment verringert wird, wird bei Skinner das Gewicht des Schaftes erhöht. Beide treffen aber die Aussage, dass ein niedrigeres Trägheitsmoment bzw. eine Gewichtserhöhung zu einer Verbesserung der Symmetrie führen, obwohl nur in einem Fall das Gewicht erhöht und im anderen Fall erniedrigt wurde.

Diese Studie kann zum Teil das Ergebnis von Tahmann [1985] unterstützen. Wenn man davon ausgeht, dass das Gangbild eines Amputierten, wie in Kapitel 6.2.1 gezeigt, mit der „leichteren“ Oberschenkelprothese asymmetrisch ist (Startbedingungen 0 g belastet), so führt eine zusätzlich am prothetischen Fuß angebrachte Masse insgesamt nur teilweise zu einer Verbesserung des

Symmetrieverhaltens. Das bedeutet im Einzelnen, dass sich die Symmetrie der Schrittzeit und der Schwungphase verschlechterten, während sich die der Standphase bei der Hälfte verbessert bzw. verschlechtert. Die **Symmetrie der Schrittzeit** kann nur bei 25% der Patienten (5 von 20) verbessert werden. Das gilt sowohl für die freie als auch für die vorgegebene Kadenz (K.). Bei 65% (freie K.) bzw. 60% (vorgegebene K.) wird das Gangbild noch asymmetrischer als zuvor, bei 15% bzw. 10% ändert es sich nicht. Ein ähnliches Ergebnis gilt für die **Schwungphase**. Hier kommt es in 30% der Fälle (6 von 20) zu einer Verbesserung des Symmetrieverhaltens. Bei freier Kadenz zeigt sich in 65% eine Verschlechterung und in einem Fall (5%) keine Veränderung, bei vorgegebener Kadenz wird das Gangbild in 70% der Fälle asymmetrischer. Ein ähnliches Ergebnis dagegen zeigt die Untersuchung der **Symmetrie der Standphase**. Hier wird die Symmetrie bei freier Kadenz in 55% und bei vorgegebener Kadenz in 65% der Fälle verschlechtert. Bei weiteren 35% (freie K.) bzw. 30% (vorgegebene K.) wird diese verbessert. In 10% bzw. 5% ergibt sich keine Veränderung.

Das bedeutet also, dass ein schweres Prothesenbein das Gangbild im Bezug auf die Dauern von Schrittzeit und Schwungphase negativ beeinflusst, indem es zu einer noch größeren Asymmetrie führt, als sie zuvor sowieso schon bestand. Die Symmetrie der Standphase kann dagegen durch ein erhöhtes Gewicht insgesamt etwas verbessert werden und schließt sich somit den Ergebnissen Skinners an.

6.2.3 Einfluss auf das subjektive Sicherheitsempfinden und den Bewegungsumfang

Da der Verlust einer Extremität eine große Belastung für den Patienten bedeutet, galt bisher der Konsens, weitere Lasten von ihm fern zu halten und die Prothese so leicht wie möglich zu gestalten um z.B. den Energieaufwand möglichst gering zu halten. Die Frage ist nur, will der Amputierte überhaupt mit einer leichten Prothese versorgt werden?

Bereits mehrere Studien haben sich mit dieser Problematik auseinander gesetzt und alle der hier betrachteten Autoren kamen zu dem Ergebnis: die

überwiegende Anzahl der Patienten bevorzugt nicht etwa die leichtere, sondern die etwas beschwerte Prothese. Dabei war es unwesentlich, an welcher Stelle das zusätzliche Gewicht angebracht worden war. Bei Hale [1990], Skinner [1989] und Menkveld [1981] wurde es am Schaft befestigt, bei Meikle [2003] unterhalb des Kniegelenkes und bei Godfrey [1977] am Prothesenfuß. Während Godfrey's Patienten ein zusätzliches Gewicht von 266 g nicht wahrnahmen, gaben 67% von Hales und 100% von Skinner's Patienten an, ein höheres Gewicht zu bevorzugen. Auch bei Menkveld's Patient fand ein schweres Gewicht eine höhere Akzeptanz und bei Meikle gaben 60% der Patienten einem schweren Gewicht den Vorzug. Als Gründe nannten sie beispielsweise eine vermehrte Kontrolle, weiches Schwingen, aber auch eine erhöhte Standfestigkeit sowie ein besseres Sicherheits- und Balancegefühl.

Die oben genannte Frage lässt sich durch diese Untersuchung insgesamt nicht so eindeutig beantworten, wie in den Arbeiten zuvor. Genau wie bei Godfrey nehmen 75% der Patienten ein zusätzliches Prothesengewicht von 933 g nicht wahr. Für einen von ihnen ist es spürbar (5%), drei (15%) empfinden es als unangenehm, doch auch 15% geben ein erhöhtes Sicherheitsempfinden an. Eine mittlere Gewichtserhöhung (1866 g) wird von 95% der Patienten wahrgenommen. Neun Teilnehmer nehmen dieses als positiv wahr, alle anderen würden ein leichteres Gewicht vorziehen. Dieses Ergebnis kann aber nicht wie bei den anderen Autoren pauschalisiert werden, da sich innerhalb der vier Aktivitätsklassen ganz unterschiedliche Empfindungen zeigen (siehe Kapitel 5.4): Während Angehörige der höheren AK, wie Z.B. der AK IV das Gewicht wahrnehmen, aber sie lediglich in ihrer Aktivität des täglichen Lebens bzw. dem Tragekomfort eingeschränkt fühlen, sind Angehörige der niedrigen AK, besonders der AK I, nicht mehr in der Lage ihren Gang mit der schwereren Prothese fortzusetzen, wenn gleich dabei ihr Sicherheitsgefühl erhöht wurde. Insgesamt ist für 45% das Gewicht deutlich spürbar, wird aber nicht als störend empfunden; 65% empfinden es als unangenehm, 10% können die Mehrbelastung kaum bewältigen. Trotz dieser Ergebnisse und obwohl sich für 35% die Anstrengung deutlich erhöht, steigert es doch in 35% der Fälle das Sicherheitsempfinden. Ein zusätzliches Gewicht von 2800 g ist fast immer zu viel. Nur noch zwei Patienten empfinden keine

negativen Auswirkungen, für 80% ist die Mehrbelastung unangenehm. Möglichweise sind sie an ihre Prothese gewöhnt. In 45% der Fälle muss die Anstrengung erhöht werden und in 10% ist die Mehrbelastung nicht zu bewältigen.

6.2.4 Bedeutung der Aktivitätsklasse

Jeder Patient hat ein unterschiedliches Level an Aktivität und verschiedene Ansprüche an seinen Bewegungsumfang. Deshalb stellte sich zu Beginn der Arbeit die Frage, ob die Aktivitätsklasse eine Auswirkung auf die Ergebnisse hat und sich das Gewicht in einigen AK stärker auswirkt als in anderen.

In der Literatur handelt es sich dabei um ein Thema, das bisher keine große beziehungsweise überhaupt keine Berücksichtigung fand. Zwar wurden die Patienten z.B. nach Amputationsursache (Meikle et al., 2003) oder Gehfähigkeit (Hale et al., 1990) eingeteilt, nicht aber nach ihrer Aktivitätsklasse, die neben dem Bewegungsumfang auch die Aktivitäten des alltäglichen Leben beinhaltet.

So wurde in dieser Arbeit auf der einen Seite das Ergebnis aller Patienten insgesamt, auf der anderen Seite aber auch die Einzelergebnisse der unterschiedlichen AK beurteilt. Bei der Untersuchung der Gangparameter Schrittzeit, Schwung- und Standphase in Abhängigkeit des Gewichtes fiel auf, dass sich eine Veränderung vor allem in den niedrigen Aktivitätsklassen I und II bemerkbar machte, während in den höheren AK oft keine Veränderungen des Gangbildes beobachtet werden konnten. Das gilt auch für die Dauer der Geschwindigkeit und der Schrittlänge. Hier ist allerdings zu beachten, dass in keiner der AK ein eindeutiges Ergebnis gefunden werden konnte.

Ähnliches kann auch bei dem Symmetrieverhalten von Schrittzeit, Schwung- und Standphase verzeichnet werden.

Der Grund dieser Resultate ist vermutlich auf die, Adaptations- bzw. Kompensationsmechanismen der Patienten zurückzuführen. Angehörige der AK III und IV verfügen über Möglichkeiten, die Parameter konstant zu halten oder sind versucht dies zu tun. Für weniger aktive Patienten dagegen bietet sich diese Möglichkeit nicht. Sie haben keine oder nur eingeschränkte

Möglichkeiten der Kompensation, sodass sich Veränderungen eher bemerkbar machen.

Auch bei den Ergebnissen der subjektiven Befragung spielt die Aktivitätsklasse eine Rolle. Während die Angehörigen der mittleren AK auf Grund des erhöhten Sicherheitsempfindens ein höheres Prothesengewicht bevorzugen, lehnen die Patienten der AK I und IV dieses ab.

Die Gründe sind dabei allerdings verschieden. Angehörige der AK I befinden sich körperlich nicht in der Lage einen Mehraufwand an Energie für das erhöhte Gewicht aufzubringen, besonders aktive Amputierte (AK IV) fühlen sich in ihrem Bewegungs- bzw. Aktivitätsumfang eingeschränkt, obwohl sie von der körperlichen Verfassung sicherlich in der Lage wären, die zusätzliche Belastung zu tragen.

6.3 Gibt es ein Gewichtsoptimum? (Zusammenfassung)

Gesunde Probanden

1. Die Erhöhung des Gewichtes und Trägheitsmomentes einer Extremität eines Probanden mit zwei erhaltenen Beinen führt zu einer Verlängerung der Dauer von **Schrittzeit** und **Schwungphase**, sowie zu einer Verkürzung der **Standphasendauer**.
2. Durch die Beschwerung des Beines mit einem zusätzlichen Gewicht steigt die **Geschwindigkeit** insgesamt bei freier Kadenz bei 63% der Teilnehmer an. Ist die Kadenz vorgegeben, so vergrößert sich die Geschwindigkeit bei 70% (rechtes Bein) bzw. 63% (linkes Bein). Die **Schrittlänge** verändert sich dagegen uneinheitlich: bei etwa der Hälfte der Teilnehmer kommt es zu einer Zunahme, bei der anderen Hälfte zu einer Abnahme der Schrittlänge. Das gilt sowohl für eine freie als auch für eine vorgegebene Kadenz.
3. Das Gangbild eines gesunden Probanden ist im unbelasteten Zustand (Zusatzbelastung 0 = g) **asymmetrisch** ! Die mittlere

absolute Abweichung von 0 Sekunden (Symmetrie) beträgt dabei für alle Probanden (JUNG und ALT) durchschnittlich für die Schrittzeit des rechten Beins 0,021 sec (Kadenz frei und vorgegeben) und für die des linken Beins 0,021 sec bei freier und 0,023 sec bei vorgegebener Kadenz. Für die Schwungphase sind es rechts: 0,018 sec (Kadenz frei), 0,017 sec (Kadenz vorgegeben) und links: 0,016 für freie und vorgegebene Kadenz. Die Abweichung der Standphase ist rechts 0,015 sec (frei) und 0,023 sec (vorgegeben) sowie links 0,012 sec (frei) und 0,013 sec (vorgegeben). Mit einer zunehmenden Belastung verbessert sich das Symmetrieverhalten von Schrittzeit und Schwungphase. Die Symmetrie der Standphase kann, insbesondere die des linken Beins, nicht bei der Mehrzahl der Probanden wiederhergestellt werden. Das gilt sowohl für die freie als auch die vorgegebene Kadenz.

4. Im Vergleich zu den jüngeren Probanden, weisen die Personen im Alter ab 60 Jahren eine verkürzte Schrittzeit auf. Sie haben außerdem eine etwa um 3% verkürzte Schwungphasendauer. Auch die Schrittlänge und die Geschwindigkeit sind deutlich verkürzt.

Die Veränderungen der Dauern von Schrittzeit, Schwung- und Standphase und der damit verbundene Einfluss auf die Symmetrie, sowie die Länge der Schritte und die Geschwindigkeit sind jedoch zwischen den beiden Gruppen nahezu identisch.

Oberschenkelamputierte Patienten

5. Im Vergleich zu einem Menschen mit zwei erhaltenen Beinen, zeigen Oberschenkelamputierte eine Abweichung vom normalen Gangbild: die **Schwungphase** ihrer amputierten Seite ist mit 40,5% deutlich länger als die der Erhaltenen (31,75%), ihre **Standphase** mit 59,5% auf der Prothese und 68,25% auf dem erhaltenen Bein dagegen kürzer. Die **Schrittzeit** wird etwas verlängert und beträgt 54,68 % bei dem amputierten Bein und 45,32% beim erhaltenen Bein.
6. Die Veränderung des Trägheitsmomentes durch eine zusätzliche bzw. verringerte Masse und die Verlegung des

Masseschwerpunktes an den prothetischen Fuß führt zu einer **Verlängerung der Schwungphase** (bei 75% der Patienten), zu einer **Verkürzung der Standphase** (60% bei freier, 65% bei vorgegebener Kadenz) sowie zu einer **Verlängerung der Schrittzeit** in 90% (freie Kadenz) bzw. 85% der Fälle (vorgegebene Kadenz).

7. Eine zusätzliche Masse hat keinen eindeutigen Effekt auf die Parameter **Schrittlänge** und **Geschwindigkeit**: Die **Geschwindigkeit** erhöht sich bei freier Kadenz in 50% bzw. bei vorgegebener Kadenz in 60% der Fälle. Bei allen anderen nimmt sie ab oder verändert sich nicht. Auch die **Schrittlänge** vergrößert sich bei 50% des Patientenkollektivs.
8. Eine zusätzliche Masse führt zu einer Beeinflussung des **Symmetrieverhaltens** der Oberschenkelamputierten. Sowohl die Schrittzeit als auch die Schwungphase werden noch asymmetrischer als sie es zuvor schon waren, die Standphase gering symmetrischer. Dabei zeigt jeder Patient ein individuelles **Gewichtsoptimum** (gemeinsam für alle Zeitparameter 1809,43 g), in dem sein Gang am symmetrischten ist.
9. **Subjektives Empfinden**: Ein zusätzliches Gewicht von 933 g wird von 75 % der Patienten nicht wahrgenommen. Ein mittleres Gewicht von 1866 g würden 35% der Patienten auf Grund eines erhöhten Sicherheitsempfindens einem leichteren Gewicht vorziehen. Diese gehören ausschließlich den AK II und III an. Eine Gewichtserhöhung um 2800 g wird dagegen von 90% der Patienten nicht mehr toleriert. Hier ist es jedoch wichtig, die AK im Einzelnen zu betrachten.
10. Die **Aktivitätsklasse** hat Einfluss auf die Ergebnisse. Ein erhöhtes Zusatzgewicht führt besonders in den niedrigeren AK zu einer Veränderung der Gangparameter. In den höheren AK (III und IV) fällt die Veränderung geringer aus, da diese Patienten vermutlich über eine Reihe von Kompensationsmechanismen verfügen, die ihre Gangparameter weitestgehend konstant halten können.
11. Mit einer vorgegebenen Kadenz verringert sich die „Spielbreite“ der Bewegungen, d.h. beispielsweise, dass ein zusätzliches Gewicht

sich bei vorgegebener Kadenz nicht so stark auf das Ergebnis auswirkt, wie bei freier Kadenz. Möglicherweise sind die Versuchsteilnehmer durch die Taktvorgabe mehr konzentrierter.

6.4 Mögliche Fehlerquellen

Es gibt einige Fehler, die sich durch den Versuchsaufbau an sich ergeben bzw. in der Literatur begründet sind.

1. Die Ergebnisse zeigen es sehr wohl Veränderungen der einzelnen Parameter. Diese sind aber sehr klein, bei den Zeitabweichungen typischerweise im Millisekundenbereich.

2. In den Grundlagen und den Erklärungen hat man sich oft mit dem Pendelmodell beschäftigt und es ist auch grundsätzlich anwendbar. Dennoch ist das Bein nicht durch ein Pendel vollständig beschreibbar. Die Effizienz des Pendelmechanismus hängt z.B. zusätzlich von der selbst gewählten Gehgeschwindigkeit ab.

3. Diese Studie beschränkt sich auf das Gehen auf ebenem Boden. Sicherlich spielt aber gerade bei einer Gewichtserhöhung auch das Gehen auf Steigungen sowie auf Treppen eine wichtige Rolle.

4. Die Erstellung des Patientenkollektives erfolgte rein zufällig. Dabei wurde weder auf das Geschlecht, noch auf die vorhandene Aktivitätsklasse geachtet. Durch die Tatsache, dass durchschnittlich die meisten Patienten in den AK II und III anzusiedeln sind, waren auch in der Untersuchung diese beiden Gruppen am stärksten vertreten, sodass nur jeweils zwei Patienten für die AK I und IV zur Verfügung standen. Für eine optimale Auswertung wäre aber eine Verteilung in gleich große Patientenzahlen von Vorteil gewesen.

5. Ein ähnliches Problem findet sich im Probandenkollektiv. Auch hier sind die Gruppen unterschiedlich groß. Besser wäre eine gleich starke Probandenzahl gewesen.

6.5 Wertung

Das physiologische, unbelastete Gangbild eines gesunden Menschen ist nicht, wie angenommen, bei jeder Person perfekt symmetrisch. Bei vielen liegt das Gewichtsoptimum, das zu einem symmetrischen Gangbild führt, in einer leichten zusätzlichen Belastung, von etwa 500g. Ändert sich durch eine zusätzliche angebrachte Masse, sowie eine Verlagerung des Masseschwerpunktes nach distale das Trägheitsmoment, so wird die natürliche leichte Asymmetrie beeinflusst. Das Gangbild wird bis zu einem gewissen Punkt bzw. einem gewissen Gewicht (Gewichtsoptimum) symmetrischer.

Amputierte haben auf Grund der anatomischen Veränderungen und der technischen Gegebenheiten kein physiologisches Gangbild mehr. Durch das Tragen einer nicht mit der anatomischen Struktur (leichteres Gewicht, Fehlen von Muskeln, Nerven usw.) übereinstimmenden Prothese, wird ihr Gangbild abgeändert, und zeigt eine über die physiologische Asymmetrie hinausgehenden Asymmetrie. Die Ursache kann u.a. im Gewicht gesucht werden. Dass ein Zusatzgewicht einen Einfluss auf die Symmetrie des Gangbildes hat, zeigt die Untersuchung am physiologischen Gangbild der Probanden. Das individuell leicht asymmetrische Gangbild konnte durch ein geeignetes Zusatzgewicht beeinflusst werden.

Führt aber dann eine Anpassung der Prothese durch eine Annäherung ihres Gewichtes an ihr Gewichtsoptimum zu einer Verbesserung der Asymmetrie?

Die Arbeiten von Hale [1990] und Gitter [1997] zeigen, dass eine alleinige Veränderung der Masse (hier des Schaftes) in unmittelbarer Nähe des Schwerpunktes zu keiner signifikanten Änderung von **Schwung- und Standphasendauer** führen. Eine Änderung durch eine Zusatzmasse ist aber nur dann zu erwarten, wenn sie so angebracht ist, dass sie den Gesamtschwerpunkt des Beins deutlich verschiebt. Ist das nicht der Fall, so ändert sich die Amplitude, also der Ausschlag, nicht aber die Schwingungszeit. Beck [1994] merkte hierzu kritisch an, dass der Verzicht von Hale und Gitter auf eine Differenzierung nach Aktivitätsklassen das Ergebnis möglicherweise verfälscht habe. Bei Tashmann [1985] konnte dagegen bei

einer Verringerung des Trägheitsmomentes durch eine Verkürzung der Strecke vom Masseschwerpunkt bis zum Drehpunkt, eine Verringerung der Schwungphase beobachtet werden. Die Standphase änderte sich nicht. Außerdem war fraglich, ob die Größe der Patientenkollektive (zwischen einem und acht Patienten) ausreichend groß waren.

Um Einfluss auf die Dauer von Schwung-, Standphase und Schrittzeit nehmen zu können, muss das Trägheitsmoment verändert werden. Das gilt sowohl für ein ein- als auch für ein zweisegmentiges Pendel.

Auf Grund dieser Überlegungen wurde das Trägheitsmoment verändert, indem die Prothese beschwert bzw. erleichtert und der Schwerpunkt, analog zu Godfrey, nach distal verlagert wurde. Außerdem wurde ein ausreichend großes Patientenkollektiv ausgewählt und die zusätzlichen Massen auf 2800 g ausgeweitet. Zusätzlich wurden die Amputierten sowohl insgesamt, als auch im Bezug auf ihre Aktivitätsklassen beurteilt.

In einer Studie von Mena et al. [1981] mit gesunden Probanden zeigte sich eine Veränderung des Gangbildes bei einer Veränderung des Trägheitsmomentes, die bei einer Verringerung des Trägheitsmomentes größer waren als bei einer Erhöhung. Mena folgerte so, dass eine schwerere Prothese, mit den gleichen Trägheitseigenschaften wie ein gesundes Bein, dem physiologischen Gangbild am nächsten käme. Dem schlossen sich Tsai et al. [1986] an. Tsai und seine Kollegen [1986] simulierten die Masse eines zusätzlichen Gewichtes von 1,5 kg sieben cm proximal des Schaftschwerpunktes, wobei sich zeigte, dass diese proximal angebrachte, zusätzliche Masse im Vergleich zu einem leichteren Gewicht optimal oder besser sei. Auch Beck unterstützt diese Aussage in seiner Arbeit.

Das Gangbild eines Amputierten weicht durch eine verlängerte Dauer der Standphase und die dadurch resultierende Verkürzung der Schwungphase vom Gangbild eines Gesunden ab.

Durch die durchgeführte Gewichtserhöhung resultieren eine Verkürzung der Standphase und eine Verlängerung der Schwungphase. Das bedeutet, die Gangparameter nähern sich denen einer Person mit zwei erhaltenen Beinen

an. Man könnte also annehmen, dass es zu einer Verkleinerung der Asymmetrie kommt.

Dies ist aber nicht der Fall. Eine zusätzliche Beschwerung der Prothese führt zu einer Verstärkung der bereits zuvor bestehenden asymmetrischen Parametern „Schrittzeit“ und „Schwung- und Standphase“. In diesem Punkt kann Mena also zugestimmt werden. Das bedeutet im Umkehrschluss aber nicht automatisch, dass das leichteste Prothesenbein das beste Symmetrieverhalten zeigt.

Wie kommt es also, dass trotz der Annäherung der Gangparameter an normale Werte, das Gangbild asymmetrischer wird? Vermutlich besitzt jeder Patient ein Gewichtsoptimum, also ein spezifisches Prothesengewicht, bei dem sein Gangbild die geringste Asymmetrie aufweist. Das Optimum wurde als der Nulldurchgang der Regressionsgeraden bestimmt, der mit dem Schnittpunkt dieser Geraden mit der x-Achse zusammenfällt. Das Gewichtsoptimum liegt wahrscheinlich sogar noch über dem Gewicht des erhaltenen Beines und beträgt durchschnittlich für alle Zeitparameter gemeinsam 1809,43 g. Wird der Punkt der „optimalen Masse“ dagegen über- oder unterschritten, so verstärkt sich die Asymmetrie. Diese Tatsache könnte auch hier zu Grunde liegen: Die Werte der zeitlichen Gangparameter nähern sich denen der Gesunden an. Das Symmetrieverhalten wurde aber im Verlauf aller Gewichtsstufen betrachtet. Evtl. wurde dabei das optimale Gewicht bei den Patienten, die eine erhöhte Asymmetrie aufwiesen bereits überschritten. Fraglich ist außerdem, ob die Begründung der Gewichtsveränderung ausreichend ist, da noch weitere Faktoren das Symmetrieverhalten beeinflussen. Neben dem Gewicht, sehen Jaegers [1995] in der Stumpflänge und van der Linden in der Art des Prothesenfußes mögliche Auslöser für die vermehrte Asymmetrie, während Burkett [2001] die Asymmetrie in der Höhe der Prothesenknieachse begründet. Auch die Möglichkeit des Adaptationsverhaltens scheint eine große Rolle zu spielen.

Trotz einer Veränderung von Masse und Masseschwerpunkt hatten diese im überwiegenden Teil der Studien keinen eindeutigen Einfluss auf die **Gehgeschwindigkeit** sowie die **Schrittlänge** und auch in dieser Arbeit konnte kein einheitliches Ergebnis festgehalten werden. Das gilt dabei zum einen für Personen mit zwei erhaltenen Beinen, zum anderen für die

Oberschenkelamputierten. Eine mögliche Erklärung liegt im Versuchsaufbau, da nur die Masse, nicht aber die Lokalisation des Schwerpunktes verändert wurde. Es gilt sowohl für die Studien von Hale [1990] und Gitter [1997], als auch für Skinner [1989] und Czerniecki [1996], die eine ähnliche Durchführung vornahmen. Menkveld [1981] dagegen fand bei einer Beschwerung des Schaftes eine Verlängerung der Schrittlänge und einer Vergrößerung der Geschwindigkeit. Er untersuchte allerdings nur einen Patienten. Es könnte sich dabei also um einen Zufallsbefund handeln. Ein ähnliches Problem findet sich in der Arbeit von Tashmann [1985]. Auch hier kommt es bei einer Modifikation von Masse und Schwerpunkt zu einer Veränderung von Geschwindigkeit und Schrittlänge. Doch auch hier wurde nur ein Amputierter untersucht (s.o.). Das Ergebnis von Godfrey [1977] liegt evtl. in der verwendeten Masse begründet (113,4-226,8 g) und bei Meikle [2003] war womöglich die Abstandsveränderung zum Drehpunkt zu gering.

Doch auch in den hier gewonnenen Ergebnissen lässt sich kein einheitlicher Trend feststellen, obwohl Masse und der Abstand zum Drehpunkt ausreichend groß gewählt wurden. Es stellt sich also die Frage, ob alleine der Versuchsaufbau der Grund für das Ergebnis ist oder aber ob der Amputierte selbst gegen das zusätzliche Gewicht anarbeitet und versucht Schrittlänge und Geschwindigkeit konstant zu halten. Bereits Hale war aufgefallen, dass Patienten auch in der Lage sind, ihre Schwungphase konstant zu halten. Der Mangel an Stumpfmuskulatur, sowie die fehlenden sensomotorischen Funktionen des Knies und des Fußgelenkes des Amputierten erfordern verschiedene Adaptationsstrategien des erhaltenen Beins. Dabei gibt es Unterschiede zwischen eingeschränkten und unlimitierten Außenbereichsgehern im Hinblick auf die Muskelkraft. Aktivere Patienten haben z.B. die Möglichkeit, die Aktivität des M. quadrizeps femoris sowie der ischiocruralen Muskulatur zu erhalten, um die fehlende Aktivität des Fußgelenkes zu kompensieren (Rietmann et al., 2002, Prinzur et al., 1991).

Hale und seine Kollegen konnten beobachten, dass 67% der Patienten ein schwereres Gewicht ihrer Prothese bevorzugen würden und auch Menkveld [1981] und Meikle [2003] schlossen sich diesem Ergebnis an. Bei Skinner [1989] gaben sogar alle untersuchten Patienten dem höheren Gewicht den Vorzug. Diese Erkenntnisse können aber nicht pauschalisiert werden und

sind bei diesen Autoren vermutlich so eindeutig, da sie sich entweder auf einzelne Patienten oder homogene Patientengruppen ähnlicher Aktivität beziehen. Die Patienten von Hale [1990], Skinner [1989] und Godfrey [1977] waren alle jung und aktiv.

In der hier vorliegenden Arbeit mit Amputierten unterschiedlicher Aktivitätsklassen, die alle verschiedenste Ansprüche an ihre Prothese und ihren Bewegungsumfang haben, ergab sich eher ein gemischtes Bild. Dabei sollte die Gruppe nicht als Ganzes betrachtet werden, sondern jede Aktivitätsklasse im Einzelnen. Erst dann fällt auf, dass ein Gewicht von 1866 g nur von zwei Personen der aktiv schwächeren Gruppen (AK I und II) als nicht bewältigbar eingestuft wird, während die aktiveren Personen (AK IV) das Gewicht kaum wahrnehmen bzw. als unangenehm empfinden. Neun Personen der AK II und III würden dieses Gewicht dem eines niedrigen vorziehen, da sieben von ihnen dadurch ein erhöhtes Sicherheitsgefühl vermittelt bekamen.

Zusammenfassend kann also gesagt werden, dass eine Gewichtserhöhung nur für der hier vorliegenden Arbeit der mittleren Aktivitätsklassen II und III in Frage kommt. Sie haben durch eine vermehrte Standfestigkeit und das Gefühl am „Boden kleben zu bleiben“ ein erhöhtes Sicherheitsgefühl und wären bereit, das Mehrgewicht in Kauf zu nehmen. Für Anhänger der AK I und IV ist eine Gewichtserhöhung dagegen aus verschiedenen Gründen nicht geeignet. Für Personen mit der niedrigsten Aktivität ergeben sich keine Vorteile, da sie auf Grund ihrer konstitutionellen Verfassung und ihres zum Teil eingeschränkten Allgemeinzustandes nicht in der Lage sind, das zusätzliche Gewicht zu tragen; und auch besonders aktive Patienten (AK IV) haben durch erhöhtes Gewicht keinen Benefit, da sie dieses eher als störend empfinden. Sie haben den Eindruck, dass sie ein zusätzliches Gewicht eher in ihrer Aktivität einschränkt und ihnen die Prothese vom Stumpf zieht. Für sie spielt mehr Sicherheit eher eine untergeordnete Rolle, da sie sich sowohl im Innen- als auch im Außenbereich uneingeschränkt bewegen können.

Ein zusätzliches Gewicht einer Prothese beeinflusst das Gangbild. Dabei ist diese Gewichtserhöhung nicht automatisch mit Nachteilen verbunden. Im Gegenteil, mit einer leichteren Prothese ist die Beschleunigung in der frühen Schwungphase zwar einfacher, doch bringt sie nicht genug Energie für den

Transfer der Vorwärtsbewegung des Körpers auf. Das kann zu einem ineffizienten Gang führen (Gitter et al., 1995). Ein für den Patienten individuell eingestelltes (erhöhtes) Prothesengewicht dagegen könnte bei der Mehrzahl der Patienten die Symmetrie verbessern und bei einigen auch das Sicherheitsempfinden steigern. Dabei darf es nicht zu hoch gewählt werden, da neben dem erhöhten Kraftaufwand auch der neuronale Input und die Stumpf-Schaft-Interaktionen verändert werden könnten.

Diese Arbeit kann nicht beweisen, dass von nun an jede Oberschenkelprothese mit zusätzlichen Gewichten beschwert werden soll, sie liefert aber Hinweise, dass die Annahme, eine leichtgewichtige Prothese sei die bessere Prothese, falsch sein kann. Das Gewicht ist dabei stark von der Aktivitätsklasse des Patienten abhängig. Patienten der AK II und III scheinen am meisten von einer schwereren Prothese zu profitieren. Diese sollte ihrem individuellen Gewichtsoptimum entsprechen.

Das Gewicht sollte dabei möglichst weit vom Schwerpunkt angebracht werden, um einen hohen Effekt auf das Trägheitsmoment zu erreichen. Dort können allerdings Einschränkungen in der Umsetzung auftreten. Prothetische Schäfte und Füße sind komplexe Gebilde und nötige technische Strukturen können zusätzlich den Masseschwerpunkt beeinflussen. Des Weiteren sind punktuelle Massen für den Orthopädiemechaniker für gewöhnlich nicht verfügbar und auch die Einschränkungen durch ein limitiertes Platzangebot oder die Ästhetik scheinen zum Problem werden zu können (siehe auch Beck et al., 1994).

Zum anderen muss bei einigen Patienten eine sehr hohe Masse gewählt werden (z.B. 12250 g bei Patient Nr. 7 um in diesem Fall eine Symmetrie der Standphase herzustellen). Dieses Gewicht scheint für den praktischen Gebrauch unmöglich, da es auf Grund der zusätzlichen Belastung vom Patienten keiner Aktivitätsklasse toleriert würde.

6.6 Ausblick

Die Arbeit hat gezeigt, dass jeder Mensch, ob gesund oder amputiert, ein für ihn individuelles Gewichtsoptimum hat, bei dem sein Gangbild am symmetrischen ist. Dieses wurde in dieser Arbeit nicht für den Einzelnen bestimmt, sondern lediglich der Trend der Veränderung des Gangbildes in Abhängigkeit zusätzlicher Gewichte.

Inhalt einer weiteren Arbeit und vor allem Bestandteil der prothetischen Versorgung könnte es also sein, das optimale Gewicht eines Prothesenträgers zu „titrieren“, um den Prothesenträger eine Prothese im Gewichtsoptimum zu ermöglichen.

In der Versorgung eines Prothesenträgers sollte aber neben der Prävention von körperlichen Leiden wie z.B. Haltungsschäden, wie sie durch eine Asymmetrie in der Körperhaltung entstehen können (Jaegers,1995), das Wohlbefinden im Vordergrund stehen. Zwar führt eine Prothese im Gewichtsoptimum zu einem symmetrischen Gangbild, doch stellt sich zum einen die Frage, ob die Ermittlung des optimalen Gewichtes praktisch umgesetzt werden kann und zum anderen, ob der Patient davon profitiert. Vielen der Patienten fällt nicht auf, dass sie ein asymmetrisches Gangbild aufweisen, ihnen sind die Alltagstauglichkeit der Prothese und deren Gewicht wichtiger. Besonders die aktiveren Patienten haben außerdem durch ihre Adaptionsmechanismen (s.o.) zum Teil die Möglichkeit, ihr verändertes Gangbild auszugleichen. Wichtig ist also: Möglicherweise ist ein symmetrisches Gangbild gar nicht der Schlüssel zur optimalen Prothesenversorgung. Die uneingeschränkte, individuelle Aktivität im alltäglichen Leben, gekoppelt mit einem ausreichend hohen Sicherheitsempfinden scheint die Priorität bei den Patienten auszumachen.

Wichtig ist, die unterschiedlichen Ausgangssituation zu beachten. Schon der gesunde ältere Mensch mit zwei erhaltenen Beinen hat vermutlich, z.B. durch Muskelatrophie, Verminderung der Durchblutungssituation etc., weniger Kraft, um das Schwungbein für eine ausreichend lange Schwungphase zu beschleunigen oder er fühlt sich durch eine verlängerte Standphase sicherer. Durch diesen Einfluss resultieren eine verminderte Geschwindigkeit und eine

kürzere Schrittlänge, die nicht eine so große Anstrengung mit sich bringen. Obwohl eine zusätzliche Masse von bis zu 1,7 kg die Energiekosten nicht signifikant steigert (Czerniecki et al., 1996), scheint es also nicht sinnvoll zu sein schwächere Patienten (AK I) mit einer zu schweren Prothese auszustatten, da sie womöglich den zusätzlichen Kraftaufwand nicht bewältigen können. Dennoch sollte das Gewicht etwas vergrößert werden, um ein erhöhtes Sicherheitsgefühl zu erzeugen und dem Patienten mehr Vertrauen in sein Prothesenbein zu vermitteln.

Die Herausforderung ist also, ein Gewichtsoptimum zu finden, das groß genug ist, um ein erhöhtes Sicherheitsempfinden zu vermitteln und so klein, um den zusätzlichen Energieaufwand im geeigneten Rahmen zu halten.

Wichtig ist es dabei, nicht das Gewichtsoptimum des individuellen Patienten aus den Augen zu verlieren, da eine leichte oder zu schwere Prothese in vielerlei Hinsicht zu einer Asymmetrie führt.

7. Literaturverzeichnis

Bae TS, Chol K, Mun M (2009)

Level walking and stair climbing gait in above-knee amputees.

J Med Eng Tech Vol 33 (2): 130-135

Baumgartner R, Botta P (2008)

Amputation und Prothesenversorgung, Thieme Verlag, Stuttgart,

3. Aufl. S. 146-148

Baumgartner R, Greitemann B (2007)

Grundkurs Technische Orthopädie, Thieme Verlag, Stuttgart,

2. Aufl. S. 274-278

Beck JC, Czerniecki J (1994)

A method for optimization of above-knee prosthetic shank-foot inertial characteristics. Gait Posture 2: 75-84

Bieringer S, Sibbel B, Kokegei D (2007)

Exoskelettale Prothesender unteren Extremität. Sonderteil in Orthopädie und Unfallchirurgie up2date 2: 353-376

Blumentritt S, Braun J, Bellmann M, Schmalz T (2009)

Zur Indikation des Kniegelenkes C-Leg bei der prothetischen Versorgung Amputierter mit kurzen transferomalen Stümpfen. Med Orth Tech 129: 61-74

Boonstra AM, Schrama J, Fidler V, Eisma WH (1994)

The gait of unilateral transfemoral amputees. Scand J Rehab Med 26: 217-223

Burkett B, Smeathers J, Barker TM (2001)

Optimising the trans-femoral prosthetic alignment for running, by lowering the knee joint. Prosthet Orthot Int 25: 210-219

Burkett B, Smeathers J, Barker TM (2004)

A computer model to simulate the swing phase of a transfemoral prosthesis. J App Biomech 20: 25-37

Czerniecki JM, Gitter A, Weaver K (1994)

Effect of alterations in prosthetic shank mass in the metabolic costs of ambulation in above-knee amputees. Am J Phys Med Rehabil 73: 348-352

Czerniecki JM (1996)

Rehabilitation in Limb deficiency. 1. Gait and motion analysis. Arch Phys Med Rehabil Vol 77: S3-S8

Daniel H (1997)

Physik – Mechanik, Wellen, Wärme. Gruyter, 1. Aufl.

Detrembleur C, Vanmarsenille J-M, De Cuyper F, Dierick F (2005)

Relationship between energy cost, gait speed, vertical displacement of centre of body mass and efficiency of pendulum-like mechanism in unilateral amputee gait. Gait Posture 21: 333-340

DiAngelo DJ, Winter DA, Ghista DN, Newcombe WR (1989)

Performance assessment of the Terry Fox Jogging Prosthesis for above knee amputees. J Biomech 22: 543-558

Dietl H, Kaitan R, Pawlik R, Ferrara P (1998)

C-Leg – Ein neues System zur Versorgung von Oberschenkelamputationen. Orthop Tech 49: 197-211

Dillingham TR, Lehmann JF, Price R (1992)

Effect of lower limb on body propulsion. Arch Phys Med Rehabil 73: 647-651

Friel, K (2005)

Componentry for lower extremity prostheses. J Am Acad Orthop Surg 13: 326-335

Gaily RS, Lawrence D, Burditt C, Spyropoulos P, Newell C, Nash MS (1993)

The CAT-CAM-socket and quadrilateral socket: a comparison of energy cost during ambulation. J Prosthet Orthot 17: 95-100

GAITRite Operating Manual

Offizielle Bedienungsanleitung, Firma SMS Technologies LTD

Gitter A, Czerniecki J, Weaver K (1995)

A reassessment of center-of-mass dynamics as a determinate of the metabolic inefficiency of trans-femoral amputee ambulation.

Am J Phys Med Rehabil 74: 332-338

Gitter A, Czerniecki J, Meinders M (1997)

Effect of prosthetic mass on swing phase work during above-knee amputee ambulation. Am J Phys Med Rehab 76: 114-121

Godfrey CM, Brett MDR, Jousse AT (1977)

Foot mass effect on gait in the prosthetic limb. Arch Phys Med Rehabil Vol 58, 268-269

Hale SA (1990)

Analysis of the swing phase dynamics and muscular effort of the above-knee amputees for varying prosthetic shank loads. Prosthet Orthot Int 14: 125-135

Hermodsson Y, Ekdahl C, Persson BM, Roxendal G (1994)

Gait in male trans-tibial amputees: a comparative study with healthy subjects in relations to walking speed. Prosthet Orthot Int 18, 68-77

Holt KG, Hamil J, Andress O (1990)

The force driven harmonic oscillator as a model for human locomotion. Hum Mov Sci 9: 55-68

Holt KG, Hamil J, Andress RO (1991)

Predicting the minimal energy costs of human walking. Med Sci Sports Exerc 23: 491-498

Jaegers SMHJ, Arendzen JH, de Jongh HJ (1995)

Prosthetic gait of unilateral transfemoral amputees: a kinematic study. Arch Phys Med Rehabil Vol 76: 736-743

James U, Oberg K (1973)

Prosthetic gait pattern in unilateral above-knee amputees. Scand J Rehabil Med 5: 35-50

Klinische Prüfstelle für Orthopädische Hilfsmittel

Kniegelenkscatalog der Klinischen Prüfstelle (2002),
Klinik für Technische Orthopädie und Rehabilitation, Münster

Kokegei D, Stockmann, N, Schombert P, Wünschmann B

Prothesen der unteren Extremität – Aufbau und Funktion – Information für den Arzt (Bundesinnungsverband für Orthopädie-Technik), Yukom Medien GmbH, München, S 2

Meikle B, Boulias C, Pauley T, Devlin M (2003)

Does increased prosthetic weight affect gait speed and patient preference in dysvascular transfemoral amputees? Arch Phys Med Rehabil Vol 84: 1657-1667

Mena D, Mansour JM, Simon SR (1981)

Analysis and synthesis of human swing leg motion during gait and its clinical applications. J Biomech 14: 823-32

Menkveld S, Mansour JM, Simon SR (1981)

Mass distribution in prosthetics and orthotics; quantitative analysis of gait using a biomechanical model simulation. Ortho Trans 5: 228

Nolan L, Wit A, Dudzinski, Lees A, Lake M, Wychowanski M (2003)

Adjustment in gait symmetry with walking speed in trans-femoral and transtibial amputees. *Gait Posture* 17: 142-151

Perry, J (1993)

Gait analysis – normal and pathological function, SLACK, Kalifornien, 1. Aufl.,

Pinzur MS, Asselmeier M, Smith D (1991)

Dynamic electromyography in active and limited walking below-knee amputees. *Othopedics* 14: 535-538

Rietmann JS, Postema K, Geertzen JHB (2002)

Gait analysis in prosthetics: opinions, ideas and conclusions.

Prosthet Orthot Int 26: 50-57

Selles RW, Bussmann JBJ, Wagenaar RC, Stam HJ (1999)

Effect of prosthetic mass and mass distribution on kinematics and energetics of prosthetic gait: a systematic review. *Arch Phys Med Rehabil* Vol 80:

1593-1599

Seroussi R, Gitter A, Czerniecki JM, Weaver K (1996)

Mechanical work adaptations of above-knee amputee ambulation.

Arch Phys Med Rehabil Vol 77: 1209-1214

Skinner HB, Barrack RL (1990)

Ankle weight effect on gait in able-bodied adults. *Arch Phys Med Rehabil* 71: 112-115

Skinner HB, Mote CD (1989)

Optimization of amputee prosthetic weight and weight distribution.

Rehabil R&D Prg Rep 26: 32-33

Smith JD, Martin PE (2007)

Walking patterns change rapidly following asymmetrical lower extremity loading. *Hum Mov Sci* 26: 412-425

Tashman S, Hicks R, Jendrzeczyk DJ (1985)

Evaluation of a prosthetic shank with variable inertial properties. *Clin Prosthet Orthot* 9: 23-28

Torburn L, Powers CM, Guiterrez R, Perry J (1995)

Energy expenditure during ambulation in dysvascular and traumatic below-knee amputees: a comparison of five prosthetic feet. *J Rehabil Res Dev* 32:

111-119

Tsai C-S, Mansour JM (1986)

Swing phase simulation and design of above knee prostheses. J Biomech 108: 65-72

Van de Linden ML, Solomonidis SE, Spence WD, Li N, Paul JP (1999)

A methodology for studying the effect of various types of prosthetic feet on the biomechanics of trans-femoral amputee gait. J Biomech 32: 877-889

Van de Veen PG, van der Tempel W, de Vreiss W (1987)

Bondgraph modelling and simulation of the dynamic behaviour of above-knee prostheses. Prosthet Orthot Int 11: 65-70

Vrieling AH, van Keeken HG, Schoppen T, Otten E, Halbertsma JPK, Hof AL, Postema K (2008)

Gait initiation in lower limb amputees. Gait Posture 27: 423-430

Vrieling AH, van Keeken HG, Schoppen T, Otten E, Halbertsma JPK, Hof AL, Postema K (2008)

Uphill and downhill walking in unilateral lower limb amputees. Gait Posture 28: 235-242

Wühr J, Veltmann U, Linkemeyer B, Drerup B, Wetz HH (2007)

Influence of Modern Above-Knee Prostheses on the Biomechanics of Gait.

In Buzug M (Hrsg) Advances in Medical Engineering aus der Reihe Springer Proceedings in Physics. Springer, Berlin Heidelberg, Bd 4, Vol 114, S. 267-272

Yang L, Solomondis S, Spence W, Paul J (1991)

The influence of limb alignment on the gait of above knee amputees. J Biomech 24: 981-997

www.office.microsoft.com

www.teufel-orthopädie.com

www.ossur.de

[www. Bauerfeind.com](http://www.Bauerfeind.com): Produktkatalog Bauerfeind AG Prothesen und Prothesenpassteile

Danksagung

Danken möchte ich Herrn Prof. Dr. med. H.H. Wetz, Direktor der Klinik und Polyklinik für Technische Orthopädie und Rehabilitation, für die freundliche Überlassung des Themas.

Ein besonderer Dank gilt Herrn Prof. em. Dr. B. Drerup für die stetige engagierte und persönliche Betreuung, sowie die wertvolle Beratung bei der Durchführung der Messungen und Auswertung der Ergebnisse.

Weiterhin danke ich den Mitarbeitern der Klinischen Prüfstelle für Orthopädische Hilfsmittel des UK Münster, insbesondere Frau Dr. J. Wühr, Frau K. Tiemeyer und Herrn L. Linkemeyer, die mir mit Rat und Tat zur Seite standen und mir wichtige Einblicke in das Grundverständnis und den Umgang mit Oberschenkelprothesen gewährten.

Außerdem danke ich den ambulanten und stationären Patienten der Klinik und Polyklinik für Technische Orthopädie und Rehabilitation des UKM, den Teilnehmern der „Rheumaliga“, den Mitgliedern des Gemischten Chors „Zufriedenheit“ Ostkilver, sowie allen Familienmitgliedern und Freunden, die sich die Zeit für die Durchführung meiner Messungen genommen haben.

Der letzte und wichtigste Dank gilt meinen Eltern Christoph und Annegret Lindner und meinem Freund Lars für ihre unermüdliche Hilfe und Unterstützung, Geduld und die nie endende Motivation.

Meiner Familie in Dankbarkeit gewidmet.

8. Anhang

Anhang 1: Anthropometrische Daten des Kontrollkollektivs

Nr.	Patienten- gruppe	Name	Geburts- datum	Alter	Größe (m)	Gewicht (kg)	Eigen- anamnese
1	Alt	K.-H. S.	01.07.1935	74	1,80	95	Z. n. Unterschenkel- fraktur rechts
2	Alt	A. F.	16.08.1935	74	1,67	67	-
3	Alt	G. F.	18.01.1929	80	1,84	101	-
4	Alt	E. K.	22.03.1940	69	1,68	79	-
5	Alt	J. H.	13.11.1944	64	1,75	82	Psoriasis arthritis
6	Alt	A. A.	13.12.1928	80	1,60	53	Z.n. Knie- TEP rechts
7	Alt	H. L.	16.01.1940	69	1,87	98	-
8	Alt	M. S.	06.05.1948	61	1,65	91	Gonalgien rechts nach Unfall
9	Alt	S. R.	02.02.1932	79	1,85	94	-
10	Alt	B. R.	25.01.1936	73	1,60	70	-
11	Alt	H. U.	01.06.1935	74	1,80	86	-
12	Alt	H. B.	10.06.1943	66	1,80	110	Z. n. distaler Unter- Schenkel- spiral- fraktur rechts
13	Alt	W. B.	28.02.1939	70	1,64	67,5	Nutzung ortho- pädischer Einlagen
14	Jung	A.-K. L.	20.04.1985	24	1,70	56	-
15	Jung	I. T.	29.07.1984	25	1,68	59	-
16	Jung	J. C. S.	25.12.1984	24	1,73	67	-
17	Jung	L. P.	10.10.1975	34	1,90	67	-
18	Jung	B. G.	26.07.1982	27	1,90	116	-
19	Jung	B. K.	22.03.1985	24	1,84	64	-

20	Jung	M. M.	24.08.1971	38	1,72	68	-
21	Jung	K. G.	03.12.1974	34	1,82	96	-
22	Jung	T. S.	03.04.1992	17	1,80	67	-
23	Jung	A. G.	01.04.1983	26	1,75	73	-
24	Jung	C. K.	19.07.1979	30	1,74	70	-
25	Jung	K. P.	19.07.1984	25	1,67	66	-
26	Jung	T. B.	19.03.1965	44	1,82	92	-
27	Jung	P. B.	03.09.1966	41	1,70	68	-
28	Jung	C. L.	23.03.1955	53	1,86	78	-
29	Jung	A. L.	27.09.1957	50	1,70	62	-
30	Jung	B. F.	03.06.1951	56	1,68	55	-

Anhang 2: Anthropometrische Daten des Patientenkollektivs

Nr.	AK	Ampu- tierte Seite	Name	Geburts- datum	Al- ter	Grö- ße (m)	Ge- wicht (kg)	Zeit- punkt der Ampu- tation	Z. in Jah- ren	Ursache	Prothesen- versorgung	Eigenanamnese
1	II- III	Links	D. K.	27.03.1948	61	1,76	93	-	-	PAVK	Endolight Brems- kniegelenk	Z. n. Colon-CA Arterielle Hypertonie
2	I-II	Rechts	M. W.	20.10.1954	55	1,63	103	-	-	Infektion (Osteo- myelitis)	-	Chronische Bronchitis
3	III	Links	K.-H. Z.	04.08.1945	64	1,76	83	1970	39	Unfall	3R 80	Z. n. Myokardinfarkt 1987
4	IV	Rechts	P. S.-i.- B.	27.12.1983	25	1,74	73	08/2002	7	Unfall	Mauch X 6	-
5	III- IV	Links	U. S.	20.12.1960	48	1,86	114	31.03.78	31	Motor- radunfall	C-Leg	-
6	II- III	Links	S. S.	21.02.1940	69	1,57	72	04/2004	5	PAVK	C-Leg	Herzrythmus- störungen
7	II	Links	H. J. S.	25.05.1935	74	1,76	78	17.05.05	4	Infektion (Osteo- myelitis)	-	-
8	II	Rechts	H. B.	20.05.1942	67	1,84	100	1963	46	Berufs- unfall	-	-
9	II	Rechts	F. B.	23.06.1951	58	1,70	70	2002	7	PAVK	-	Diabetes mellitus
10	I	Rechts	S. H.	09.10.1966	43	1,70	83	06.01.04	5	Berufs- unfall	C-Leg	Diabetes mellitus

												Z. n. Colon-CA Granulom Mamma-CA
11	II	Links	A. E.	29.07.1934	75	1,86	87	-	-	PAVK	3R 80	Arthrose
12	IV	Links	J. V.	10.07.1986	23	1,76	100	27.05.05	4	Unfall	C-Leg	-
13	III	Links	F. S.	04.10.1973	36	1,73	98	09/2003	6	Berufs- unfall	C-Leg	-
14	III	Links	R. D.	14.11.1959	49	1,88	107	08.05.01	8	Unfall	C-Leg	-
15	III- IV	Links	L. L.	30.01.1970	39	1,86	76	1970	39	an- geboren	-	Hallux valgus 4 Zehen
16	II- III	Rechts	M. H.	14.12.1930	78	1,78	88	06.04.45	64	Kriegs- ver- letzung	C-Leg	-
17	III	Rechts	J. S.	02.09.1952	57	1,70	83	09.04.78	31	Unfall	3R 80	Z. n. Oberarm- amputation
18	III	Links	G. S.	23.05.1947	62	1,88	82	1979	30	-	C-Leg	-
19	II	Links	A. D.	19.09.1937	72	1,75	84	04.04.79	30	-	Holzschäft The-Lin	Hepatitis C
20	III- IV	Rechts	W. T.	27.04.1950	59	1,84	78	1968	41	Motor- radunfall	C-Leg	-

Anhang 3: **Die Einverständniserklärung**

Einverständniserklärung

zur Studie „Hat das Gewicht einer Oberschenkelprothese Einfluss auf das Gangbild“ im Rahmen der Doktorarbeit von Ann-Kathrin Lindner.

Ich wurde über den Inhalt, den Grund und die Tragweite der im Rahmen dieser Arbeit durchgeführten klinischen Prüfung aufgeklärt. Ich hatte die Möglichkeit, Fragen zu stellen und habe die Antworten verstanden und akzeptiere sie.

Ich bin damit einverstanden, dass meine persönlichen Daten, die im Rahmen dieser Studie benötigt werden, aufgenommen, gespeichert und weiterverarbeitet werden. Die Daten werden keinem Dritten zur Verfügung gestellt.

Ich erkläre hiermit meine freiwillige Teilnahme als Oberschenkelamputierter Patient/ Oberschenkelamputierte Patientin an der genannten klinischen Studie.

Datum

Unterschrift

Anhang 4a: Messprotokoll des gesunden Kontrollkollektivs

Messprotokoll

- Vorversuche mit gesunden Probanden -

Name: _____

Vorname: _____

Geschlecht: _____

Geburtsdatum: _____

Alter: _____

Größe: _____

Gewicht: _____

Exel-Bearbeitungs-Nr: _____

Datum der Messung: _____

Schuhgröße: _____

Evtl. Vorerkrankungen: 1. _____

2. _____

3. _____

Vorgenommene Gewichte: _____

Anhang 4b: Messprotokoll des amputierten Patientenkollektivs

Messprotokoll

- Versuche mit Oberschenkelamputierten Patienten -

Name: _____

Vorname: _____

Geschlecht: _____

Geburtsdatum: _____

Alter: _____

Größe: _____

Gewicht: _____

Exel-Bearbeitungs-Nr: _____

Datum der Messung: _____

Seite des amputierten Beins: _____

Datum der Amputation: _____

Grund der Amputation: _____

Art der Prothese: _____

Sonstige Vorerkrankungen: 1. _____

2. _____

3. _____

Vorgenommene Gewichte: _____

Anhang 5: Fragebogen

**(Subjektiver) Fragebogen
zur Doktorarbeit von Ann-Kathrin Lindner**

Die Patientin/ Der Patient wird im Folgenden zu seiner Empfindung befragt, die das Gewicht in steigender Höhe subjektiv auf ihr/ sein Gehgefühl hat.

Name:
Geburtsdatum:
Alter:
Amputationsseite:
Datum der Amputation:
Aktivitätsklasse:

Befragung:

Belastung/ Seite	933 g	1833 g	2800 g
Nicht-erhaltenes Bein			
Erhaltenes Bein			
Beide Beine			