Prothetische Versorgung von Vorfuß- und Mittelfußamputationen Ganganalytische Betrachtung und subjektive Beurteilung der Silikonvorfußprothese

Inauguraldissertation

zur
Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
des Fachbereichs Medizin der
Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von:

Dirk Laserich
aus Greven / Westfalen
Gießen
2003

Aus der Orthopädischen Klinik
im Klinikum Dortmund gGmbH
- Direktor: Prof. Dr. med. B.-D. Katthagen -

1. Gutachter: Prof. Dr. Katthagen

2. Gutachter: Prof. Dr. Dr. Schnettler

Tag der Disputation: 12.01.2004

I. Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung Seite 1

2. Material und Methode Seite 15

2.1. Untersuchungsgut Seite 15

2.1.1. Probanden Seite 15
2.1.2. Silikon Seite 16
2.1.3. Silikonvorfußprothese Seite 20

2.2. Grundlagen des Ganges und der Ganganalyse Seite 27

2.2.1. Gangbild Seite 27
2.2.2. Ganganalyse Seite 31
2.2.2.1. Kraftmeßplatte Seite 33
2.2.2.2. Messung der kinematischen Parameter Seite 34
2.2.2.3. Markerpositionierung Seite 36
2.2.2.4. Datenverarbeitung Seite 38

2.3. Untersuchungsablauf Seite 38

2.3.1. Anamnese Seite 39
2.3.2. Klinische Untersuchung Seite 40

2.3.3. Prothesenversorgung und Prothesen-beurteilung Seite 41
2.3.4. Ganganalyse Seite 41

2.4. Bewertungsparameter Seite 43

2.4.1. Zeit-Distanz-Parameter Seite 43
2.4.2. Gelenkwinkel Seite 44
2.4.3. Bodenreaktionskräfte Seite 48
2.4.4. Drehmomente Seite 50

2.5. Statistische Auswertung Seite 55

2.6. Gesundes Kollektiv Seite 56

3. Ergebnisse Seite 57

3.1. Anthropometrische Daten Seite 57

3.2. Anamnesedaten Seite 58

3.3. Klinische Untersuchung Seite 60

3.4. Prothesenversorgung Seite 62

3.5. Subjektive Prothesenbeurteilung Seite 65

3.6. Ergebnisse der Ganganalyse Seite 66

3.6.1. Zeit-Distanz-Parameter Seite 66

3.6.2. Absolute OSG-Winkeldifferenz der versorgten Seite Seite 69
3.6.3. Differenzergebnisse der OSG-Winkeldifferenzen Seite 73
3.6.4. Flexion-Extension-Defizit des Kniegelenkes Seite 76
3.6.5. Differenzergebnisse der AP-Kräfte Seite 77
3.6.6. Differenzergebnisse der Vertikalen Kräfte Seite 79
3.6.7. Absolute OSG-Drehmomentergebnisse der versorgten Seite Seite 82
3.6.8. Differenzergebnisse der Drehmomente des OSG Seite 84
3.6.9. Absolute Kniegelenk Drehmoment-ergebnisse der versorgten Seite Seite 86
3.6.10. Differenzergebnisse der Drehmomente des Kniegelenkes Seite 89

4. Diskussion Seite 91

4.1. Probandenzahl Seite 91

4.2. Subjektive Prothesenbeurteilung Seite 91

4.3. Zeit-Distanz-Parameter Seite 93

4.4. Gelenkwinkel Seite 95

4.5. Bodenreaktionskräfte Seite 100

4.6. Drehmomente Seite 103

4.7. Material Silikon Seite 105

4.8. Kritik der Methode Seite 107

5. Zusammenfassung Seite 108

6. Literatur Seite 110

7. Anhang Seite 117

8. Lebenslauf Seite 123

9. Danksagung Seite 126

1. Einleitung

Die Vielgestaltigkeit der Prothesenversorgung von Zehen-, Mittelfuß- und Fußwurzelamputationen stellt die Orthopädietechniker sowie die Orthopädieschuhmacher und die Operateure vor die große Aufgabe, eine ideale Versorgung für den betroffenen Patienten zu finden. Diese wurde von Gocht (28), Professor aus Berlin und Mitwirkender der Zeitschrift für Orthopädische Chirurgie, zum Anfang des Zwanzigsten Jahrhunderts durch zwei heute noch geltende Regeln definiert:

1. Die Prothese soll Funktionen der verlorenen Extremitätenteile in möglichst vollkommener und in möglichst praktischer Weise wiederherstellen oder ersetzen.
2. Die Prothese soll die Verstümmelung vor den Augen der Mitwelt verdecken.

Diese beiden Regeln stellen das Ziel einer idealen prothetischen Versorgung dar. Mit diesem Ziel vor Augen hat sich die Versorgung der Patienten mit Fußamputationen im Laufe des Zwanzigsten Jahrhunderts sehr verändert.

Nach dem Ersten Weltkrieg berichten Borchardt (14), Gocht, Radike und Schede (27), Böhm (13) und Iottkowitz (32), daß die Amputationen der Zehen sowie des Mittelfußes mit geeignetem Schuhwerk versorgt wurden. Gliedmaßenverluste im Bereich der Fußwurzeln sollten Orthopädische Schuhe oder Unterschenkelprothesen bekommen (27,13). Die Exartikulation nach Chopart, die zu diesem Zeitpunkt von zur Verth (65,66) als funktionell sehr ungünstig beschrieben

wurde, war nach Gocht, Radike und Schede (27) mit ungelenkigen Holzprothesen nach Marx adäquat versorgt (Abb. 1.1).

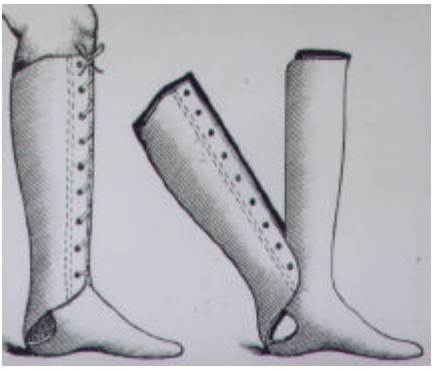


Abb. 1.1. Holzprothese nach Marx (27)

Böhm (13) und Eckhard (22) empfehlen für diese Amputation den Orthopädischen Stiefel und die Prothese mit einer hölzernen, hinten verschnürbaren Unterschenkelhülse.

Während des Zweiten Weltkrieges schreibt W. Thomsen in dem "Lehrbuch für Bandagisten und Orthopädiemechaniker" von Pfau, Engelke und Thomsen (52), daß bei Verlust der Zehen eine Sohle mit Ersatzstück für die Zehen ausreichend sei. Die Amputation im Mittelfuß war mit einem Orthopädischen Schuh gut versorgt. Amputationen, die weiter proximal lagen, sollten teilweise mit einem Kunstbein behandelt werden (Abb. 1.2., 1.3.).

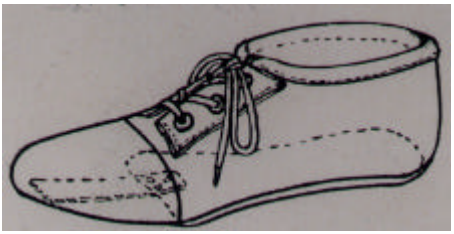
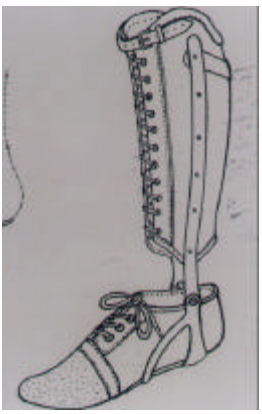


Abb. 1.2. Ersatzstück für Mittelfußstumpf



a b

Abb. 1.3. a,b
Kunstbein aus Leder für Absetzungen nach Lisfranc oder Chopart, mit (a) und ohne (b) Knöchelgelenk (52)

Nach Beendigung des Zweiten Weltkrieges schreibt Max Lange (39), daß erst bei Verlust aller Zehen eine Versorgung mit einem guten orthopädischen Schuh, dessen Sohle mit einer Stahlfeder verstärkt ist und im Inneren eine entsprechende Kork- oder Filzeinlage hat, erfolgen sollte.

Dieser Schuh kann auch bei Amputationen nach Lisfranc verwendet werden. Desweiteren wird auch die Anwendung eines Mobilisators, ein Innenschuh mit Fersenklammer und stabiler Sohlenplatte, empfohlen. Dieser wurde aufgrund der großen Anzahl von Fußwurzel- und Mittelfußstümpfen nach den Winterfeldzügen 1941/42 und 1942/43 von der Fa. Fendel in Fulda entwickelt (Abb. 1.4.). Ein Patient mit Chopart-Amputation und starker körperlicher Beanspruchung ist mit einer gelenklosen Unterschenkelprothese adäquat versorgt.

Abb. 1.4. Mobilisator nach Fendel
(Quelle: Bildarchiv Otto Bock)

Compere und Thomsen (17) berichten Mitte der Fünfziger Jahre, daß in Nordamerika Amputationen im Bereich der Zehen und Metatarsalknochen häufig durch Unfälle in der Schwerindustrie bedingt waren. Diese sollten mit einer Einlage

plus Zehenersatz versorgt werden. Exartikulationen im Bereich der Fußwurzeln sollten mit Innenschuhen behandelt werden.

Anfang der Sechziger Jahre beschrieb W. Marquardt (42) bei Amputationen im Mittelfußknochen eine Schuhversorgung in Hackenfußstellung. Der Orthopädische Schuh sollte bei Amputationen der Fußwurzel verwandt werden.
Die Betrachtung neuerer Literatur zeigt das große Spektrum der Versorgungsmöglichkeiten von Exartikulationen im Fußbereich. Das Trauma und die Durchblutungsstörung bzw. der Diabetes Mellitus sind laut Baumgartner (5) und Imhoff (31) die häufigsten Ursachen dieser Exartikulationen.

Bei Zehenamputationen empfahl Rabl (53) Mitte der Siebziger Jahre einen Orthopädischen Schuh mit einer Rolle. Reinherz (54), Grifka (29) und Münzenberger (43) beschreiben eine Einlage mit Zehenersatz. Baumgartner (1) nannte den kosmetischen Zehenersatz nach Botta (Abb. 1.5.).

Abb. 1.5.
Kosmetischer Zehenersatz nach Botta (1)

Bellmann (8) stellt Mitte der Achtziger Jahre eine Vorfußprothese, Typ Balgrist, vor. Diese Prothese ist für Vorfußstümpfe bis zum Lisfranc-Gelenk geeignet. Sie wird von Baumgartner in seinem Buch: "Amputation und Prothesenversorgung der unteren Extremität", Zweite Auflage (1), beschrieben (Abb. 1.6., 1.7.). Diese Fußprothese stellt eine Weiterentwicklung des Mobilisators dar. Sie haftet nach dem Prinzip der Fersenklammer. Als Material wird innen Syrlen und außen Multifoam verwendet. Die Verstärkungssohle besteht aus Karbon und Acrylharz sowie einem Nylongurt im Fersenbereich.

Abb. 1.6.
Prinzip der Vorfußprothese

Abb. 1.7.
Fertige Vorfußprothese nach Bellmann (8) (www.bellmann.ch)

Desweiteren empfiehlt Baumgartner (1) für die obengenannten Exartikulationen die Vorfußprothese nach Botta sowie die

Vorfußprothese aus Silikon nach Botta bei Vorfußstümpfen (Abb. 1.8.).

Abb. 1.8. Vorfußprothese aus Silikon nach Botta (1)

Beck (6) stellt bei seinem Erfahrungsbericht einen Vorfußersatz mit Fersenklammer vor. Weitere Versorgungen für Vorfußstümpfe, die ebenfalls im Schuh getragen werden können, sind der Mobilisator (Abb. 1.4.) und der Innenschuh. Diese werden von Baumgartner (2,3,4), Rabl (53) Dederich (19), Imhoff (31) und Grifka (29) beschrieben.
Die gleichen Autoren empfehlen für Schuhversorgungen den Orthopädischen Schuh oder einen Halbschuh mit flachem Absatz und steifer Sohle.
Münzenberger (43) und Rabl (53) berichten, daß aus Sicht der orthopädischen Schuhtechniker die Amputationen im Bereich der Vorfüße mit einer Innenschuhprothese nach Schlüter oder Welsch, bei Amputationen auf Höhe des Lisfranc-Gelenkes teilweise auch mit der Innenschuhprothese nach Teufel gut versorgt sind (Abb. 1.9., 1.10., 1.11.).

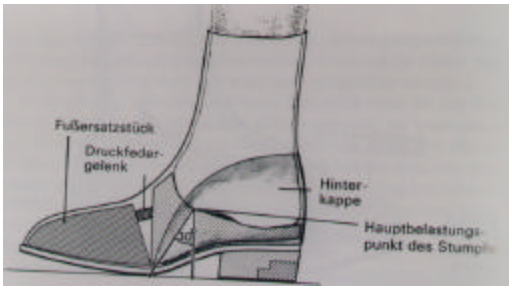


Abb. 1.9. Innenschuhprothese nach Schlüter (43)

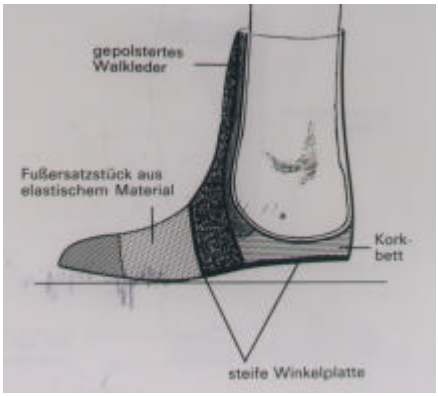


Abb. 1.10. Innenschuhprothese nach Welsch (43)

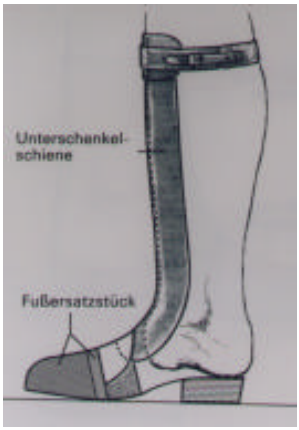


Abb. 1.11. Innenschuhprothese nach Teufel (43)

Condie und Stills beschreiben im Kapitel "Prosthetic and Orhotic Management" des Buches "Atlas of Limb Prothetics" (18) die Versorgung von Mittelfußstümpfen im nordamerikanischen Raum. Diese Autoren und Cohen-Sobel (16) empfehlen bei den oben genannten Amputationen eine Einlage plus Zehenersatz bzw. einen Innenschuh. Bochmann (12) berichtete über seine Erfahrungen mit einem Vorfußersatz im Schuh sowie über eine stabilisierende Stahlsohle bei Vorfußamputationen von Kindern.

Exartikulationen im Bereich der Fußwurzel bis zum Chopart-Gelenk können nach Baumgartner und Botta (1) mit der Rahmenprothese nach Botta versorgt werden. Weitere Versorgungen, die im Schuh getragen werden können, sind die oben bereits bei den Vorfußamputationen erwähnten

Innenschuhprothesen nach Welsch und die nach Teufel. Sie werden von Rabl (53), E. Marquardt (41), Imhoff (31) und Münzenberg (43) empfohlen. Dederich (19) beschreibt eine Unterschenkelprothesenversorgung oder eine Versorgung mit einem Fußmobilisator (Abb. 1.4.).

Beck (6) und Grifka (29) veröffentlichen zu diesem Thema eine Versorgung mit einem Innenschuh bzw. mit einem Orthopädischen Schuh.

Condie und Stills (18) zählen die Knöchel-Fuß-Orthesen mit Zehenersatz (Abb. 1.12.), die auch von Rubin (55) vorgestellt wird, zu den älteren Versorgungstypen, wie auch die Unterschenkelprothesen, die auch von Reinherz (54) und Cohen-Sobel (16) erwähnt worden sind. Neuere Versorgungen von Fußstümpfen enden ihrer Meinung nach unterhalb der Malleolengabel. Sie beschreiben die Slipper-Type Elastomer Prothesis (STEP) (Abb. 1.13.) und die “Imler partial-foot prothese“ (Abb. 1.14.). Beide Prothesen bestehen aus thermoplastischen Polyurethan-Elastomeren. Dieses Material gehört zu der großen Gruppe der synthetischen Kunststoffe.

Abb. 1.12.
Knöchel-Fuß-Orthese (18)

Abb. 1.13.
Slipper-Type Elastomer Prothese (18)

Abb. 1.14.
Imler partial-foot Prothese (18)

Seit Anfang der Siebziger Jahre wird Silikon in Nordamerika zum Bau von Prothesen verwendet. Buckner (15) berichtet

1995 über seine 20-jährige Erfahrung mit reinen Silikonprothesen in dem Life-Like Laboratory in Dallas, U.S.A.. Er empfiehlt bei Amputationen am Fuß eine Silikonprothese mit unterschiedlich hohem Prothesenrand in Abhängigkeit von der Länge des Stumpfes.
Lange (38) stellt in seinem Artikel die Entwicklung, Fertigung und Anwendung seiner “Silicone Partial Foot Prosthesis“ vor. Es ist keine reine Silikonprothese. Der Silikonschaft wird hinten mit einem Reißverschluß geschlossen und ist mit einem Mittelfuß- und Zehenersatz verbunden. Desweiteren endet der Prothesenrand knapp über der Malleolengabel. Dieser Prothesentyp wurde auch von Condie und Stills (18) sowie Cohen-Sobel (16) erwähnt und dient zur Versorgung von Mittelfußstümpfen.
Baumgartner (1) berichtet in seinem Buch, daß Silikon von Botta bei seiner Vorfußprothese aus Silikon verarbeitet wird. Dieses Modell ist ebenfalls keine reine Silikonprothese. Sie beinhaltet zusätzlich ein Karbongeflecht, welches das Stumpfende umfaßt und endet im medialen und lateralen Fersenbereich als Fersenklammer (Abb.1.8.)
Seit Anfang 1996 produziert das Unternehmen Otto Bock reine Silikonprothesen (Abb. 1.15.) für die Versorgung von Amputationsstümpfen im Bereich des Fußes (persönliche Informationen). Als Haftmechanismus dient bei dieser Prothese der hohe Haftreibungskoeffizient zwischen Haut und Silikon am Stumpf, sowie der Unterdruck zwischen dem Silikonschaft und dem Amputationsstumpf.

Abb. 1.15. Reine Silikonprothese
(Quelle: Bildarchiv Otto Bock)

Aufgrund der Etablierung der Verwendung von Silikonen in der Fußprothesenherstellung stellt Schäfer (56) in seinem Artikel "Gestaltungskriterien und Klassifizierung von Fußprothesen aus Silikon" Indikationen und Gestaltungsmöglichkeiten der Silikonprothese dar.

Bei der reinen Silikonvorfußprothese handelt es sich um eine neue Vorfußprothese, die seit 1997 in dieser Ausführung im deutschsprachigen Raum zu beziehen ist. Wissenschaftliche Untersuchungen über diesen Versorgungstypen sind dem Autor im deutsch- und englischsprachigen Raum nicht bekannt. Desweiteren fehlen auch detaillierte Untersuchungen von Vorfußprothesen im Ganglabor.

Mit Hilfe dieser Arbeit soll untersucht werden, wie reine Silikonprothesen die von Gocht (28) zu Anfang des Zwanzigsten Jahrhunderts aufgestellten Regeln erfüllen. Die

Silikonprothese wird bezüglich ihrer Funktionalität, Ästhetik, Praktikabilität und Haltbarkeit einer kritischen Überprüfung unterzogen werden.
Desweiteren wird die Silikonprothese in ihrer Funktionalität mit der Prothesen-vorversorgung der Patienten sowie einem gesunden Kollektiv objektiv im Ganglabor verglichen.

2. Material und Methode

2.1. Untersuchungsgut

2.1.1. Probanden

Untersucht wurden acht weibliche und 21 männliche Probanden aus der gesamten Bundesrepublik. Alle 29 Probanden bezogen Ihre Silikonvorfußprothese von dem Unternehmen Otto Bock. Die Indikation zur Versorgung mit einer Silikonprothese war bei 26 Probanden eine Amputation im Fußbereich. Weiterhin nahmen auch drei Probanden mit Missbildungen (Syndaktylien) an der Studie teil, die ebenfalls mit der Silikonprothese versorgt waren.

Voraussetzung für die Untersuchung im Ganglabor war, daß die Silikonvorfußprothese von den Probanden schon länger als drei Monate getragen wurde. Desweiteren sollten die Probanden nur ein Bein prothetisch versorgt haben und mindestens 100 Meter selbständig zu Fuß bewältigen können.

Zu Beginn der Untersuchung Ende 1998 waren 220 Vorfußprothesen aus dem Hause Otto Bock ausgeliefert worden. An Hand der Bestellliste wurden unter Berücksichtigung der o.g. Ausschlußkriterien 135 Probanden als untersuchungswürdig bestimmt.
Die Benachrichtigung der 135 Probanden erfolgte durch die Sie betreuenden Orthopädietechniker. Trotz schriftlicher und telefonischer Kontaktierung wurden nur 29 Probanden zur Untersuchung vermittelt. Bei 25 Probanden erfolgte eine

negative Rückmeldung. Als Gründe wurden u.a. Nachamputationen (vier) und Todesfälle (vier) genannt.
Bei 81 Probanden erfolgte keine Rückmeldung seitens der Orthopädietechniker trotz telefonischer Nachfrage.

2.1.2. Silikon

Zur Fertigung der Probeprothese sowie der Definitivprothese werden jeweils zwei unterschiedliche Silikone verwendet. Die Probeprothese wird aus Pastasil und die Definitivprothese aus Chlorosil hergestellt.

Der Grundbaustoff aller Silikone ist das Silicium. Ein Element, das in der Natur nur als Siliciumdioxyd, besser bekannt als Quarzsand, vorkommt. Im Jahre 1824 wurde das Element Silicium von Bercelius in amorpher Form gewonnen.

Im Jahre 1931 wurde von J. .F. Hyde das erste technische Herstellungsverfahren für die Produktion von Silikone aus Quarzsand in der Versuchsabteilung der Corning Glass-Works, N.Y. / USA entwickelt. In den darauf folgenden Jahren wurde weltweit mit der Produktion von Silikon für die Industrie begonnen.

Die Molekülkette der unterschiedlichen Silikone besteht aus dem vierwertigen Silicium-Atom, häufig in Verbindung mit Sauerstoff, neuerdings auch mit Aluminium, Titan und Phosphor (Abb. 2.1.).

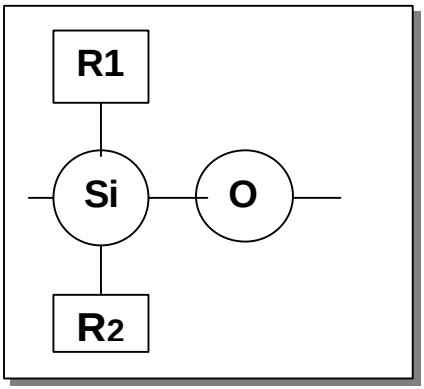


Abb. 2.1. Silicon - Monomer

Silikon - Polymere bestehen aus einer endlichen Zahl von Silikon - Monomeren. Das Festigkeits- und Formänderungsverhalten der Silikone wird durch ihre Struktur bestimmt. Je höher der Vernetzungsgrad zwischen den Polymeren ist, desto "härter" wird das Silikon. Ferner werden die chemischen und physikalischen Eigenschaften der Silikone durch die Eigenschaften der Restgruppen bestimmt.

Die für die Prothesen verwendeten Silikone werden von der Dow Corning Company in Midland, Michigan / USA bzw. von Rhodica Silicone in Leverkusen / Deutschland produziert.
Das Pastasil und das Chlorosil gehören zu der chemischen Gruppe der Vinyl-Methyl-Silicone. Die Vulkanisation verläuft als Polyadditionsreaktion.
Unter einer Polyaddition versteht man die Verknüpfung verschiedener Polymere zu einem Elastomer, ohne Abspaltung von Nebenprodukten. Bei der Verknüpfung

wechseln jedoch die Atome der Monomere ihren Platz, so daß chemisch neu zusammengesetzte Verbindungen entstehen.
Das Pastasil gehört zu der Polyadditionsgruppe der RTV - Silikone. Nach Mischung zweier Komponenten im Verhältnis 1:1 findet bei **R**aum-**T**emperatur eine **V**ernetzung statt. Eine der beiden Komponenten besteht aus dem Silikonpolymer und einem Füllstoff, die zweite beinhaltet einen Platinkatalysator. Das Pastasil härtet bei 20° Celsius aus, was besondere Geräte wie z.B. einen Ofen überflüssig macht. Das ausvulkanisierte Elastomer weist jedoch eine geringe mechanische Festigkeit aus.

Das Chlorosil wird ebenfalls aus zwei Komponenten hergestellt. Die erste Komponente besteht aus dem Silikonpolymer und dem Füllstoff Kieselsäure. In der zweiten Komponente befindet sich ebenfalls der Platinkatalysator. Die transluzenten Komponenten werden bei dieser Reaktion auch im Verhältnis 1:1 gemischt. Hier tritt eine vollständige Vulkanisation bzw. Aushärtung erst ab 120° Celsius ein. Deshalb spricht man beim Chlorosil von einem **H**och-**T**emperatur **V**ernetzungs-Silikon. Chlorosil ist im vulkanisierten Zustand sehr zäh bis wachshart und läßt sich nur mit speziellen Walzen mischen und verarbeiten. Es zeichnet sich nach der Vulkanisation durch eine sehr hohe Reißfestigkeit aus. Aufgrund dieser Tatsache bezeichnet man dieses Silikon als ein ETR-Silikon (**E**nhanced **T**ear **R**esistance).
Die verwendeten Silikone sind laut Hersteller inert, geruchs- und geschmacklos, nicht sensibilisierend und nicht toxisch. Desweiteren sind die Produkte alterungsstabil und ändern ihre physikalischen Eigenschaften bei UV-Bestrahlung nur gering. Die verwendeten Produkte zeigen sich gegen Öle, Schweiß, kochendes Wasser, Wasserdampf bis 120°C und Ozon beständig. Es besteht eine Unbeständigkeit bei Einwirkzeiten

von mehreren Stunden bzw. Tagen gegen Lösungsmittel, Verdünner und Kraftstoffe. Silikone sind in dem Bereich von -60°C bis +200°C temperaturstabil und ändern ihre physikalische Eigenschaft innerhalb dieses Temperaturbereiches kaum. Ferner besteht bei Silikonen eine selektive Gasdurchlässigkeit und eine geringe Durchlässigkeit für Flüssigkeiten.
Das Chlorosil besitzt als Materialeigenschaft eine hohe Elastizität. Die Bruchdehnung liegt bei 900 bis 1300 %.
Die verwendeten Silikone sind aufgrund der Makromolekülstruktur und der intramolekularen Bindungen zwischen Silicium und Sauerstoff physiologisch unbedenklich. Die Moleküle sind zu groß, um die Zellmembran zu durchdringen. Ferner ist der Körper aufgrund der großen Bindungsenergie zwischen dem Silicium- und Sauerstoffatom nicht in der Lage, die Moleküle zu spalten.
Die meisten der oben genannten Eigenschaften sind in der chemischen Struktur des Silikons begründet und werden nicht durch Zusätze erreicht.
In den verwendeten Silikonen ist die Kieselsäure der einzig verwendete Füllstoff. Die Kieselsäure erhöht die mechanischen Eigenschaften der Silikone.

Beide Silikone werden als Medical Grade Silikone geliefert. Dies setzt eine Überprüfung der biologischen, physikalischen und chemischen Eigenschaften durch die amerikanische Food and Drug Administration voraus. Die Produktion der Silikone unterliegt bezüglich der Grundstoffe und der Herstellung strengen Auflagen an Reinheit und wird in jeder Charge auf die Einhaltung dieser Auflagen kontrolliert.

2.1.3. Silikonvorfußprothese

Die im Ganglabor untersuchten Patienten waren alle mit einer Silikonvorfuß-prothese versorgt. Diese Definitivprothese stammte bei allen Patienten aus der Produktion des Silicon House des Unternehmens Otto Bock.

Nach den Empfehlungen des Herstellers gelten folgende Indikationsbereiche für eine Silikonprothesenversorgung: Transmetatarsale Amputationen, Amputationen nach Lisfranc, Bona - Jäger und Chopart. Ferner wird darauf hingewiesen, daß der zu versorgende Stumpf eine ausreichende Belastungsfähigkeit hat, die Wundheilung abgeschlossen ist und das Sprunggelenk eine ausreichende Stabilität aufweist. Desweiteren sollte die Beweglichkeit im Sprunggelenk nicht stark eingeschränkt sein und der Rückfuß in keiner Varus- oder Valgusabweichung stehen. Um einen optimalen Sitz der Prothese zu erreichen muß der Stumpf frei von Ödemen sein.

Die oben genannten Vorgaben sind von allen 29 Probanden zum Zeitpunkt der Untersuchung erfüllt worden.

Die in dem Hause Otto Bock produzierten Silikonvorfußprothesen werden in drei Ausführungen geliefert. Es gibt die Silikonvorfußprothese ohne Zehen ausgestattet in Standardfarbe. Desweiteren wird ein Modell mit Zehen in einer Standardform geliefert. Ferner kann auch eine individuell geformte und eingefärbte Versorgung hergestellt werden. Bei dieser Ausführung stehen Zehennägel aus Silikon oder Acrylharz zur Verfügung (Abb. 1.15). Die Arcylharzzehennägel können von den Patienten bzw. Patientinnen wie natürliche Zehennägel farblich individuell gestaltet werden.

Die Versorgung des vorfuß- bzw. mittelfußamputierten Patienten mit der Definitivprothese erfolgt in zwei Schritten:

Im ersten Schritt wird eine Probeprothese aus Pastasil angefertigt. Die Herstellung führt in der Regel der betreuende Orthopädietechniker durch.
Zu Anfang fertigt der Techniker eine Fußplatte des nicht amputierten Fußes an. Die umgedrehte Fußplatte dient dann zur Vorlage für das zu erstellende Modell. Danach wird der Stumpf vermessen und die Daten in ein Maßblatt übertragen.
Zur Herstellung der Probeprothese wird ein Gipsnegativ des Stumpfes angefertigt (Abb. 2.2). In dieses Negativ wird Gips hineingegossen und von oben ein Adapter eingeführt. An dem so entstandenen Gipspositiv werden dann noch entsprechende Modellierungsarbeiten durchgeführt (Abb. 2.3.).

Abb. 2.2.
Herstellung des Gipsnegativs (48)

Abb. 2.3.
Bearbeitung des Gips-positivs (48)

Nach Abschluß dieser Arbeiten wird der Pastasilschaft angefertigt. Hierzu befestigt man den Gips mit dem Adapter an

einer Unterdruckanlage. Es werden die zwei Pastasilkomponenten im gleichen Mischungsverhältnis vermengt. Mit dieser Pastasilmasse kann der Schaft am Gipsmodell herausgearbeitet werden (Abb. 2.4.). Danach wird über den Schaft erst ein Trikotschlauch und dann eine PVA-Folie gezogen. Die Folie wird verschlossen und die Unterdruckanlage eingeschaltet. Bei diesem Vorgang kommt es zur Vulkanisation und das Pastasil härtet nach ca. zehn Minuten Unterdruck aus.

Abb. 2.4.
Ausarbeitung des Pastasil-Schaftes (48)

Der Vorfußteil der Probeprothese wird mit Hilfe eines Standardprothesenfußes erstellt. Von der Zehenpartie der Standardprothese wird ebenfalls ein Gipsnegativ angefertigt und mit Pastasil ausgefüllt. Danach werden auch hier die oben beschriebenen Vorgänge durchgeführt.
Im nächsten Schritt wird die Fußplatte auf dem Übertragungsgerät fixiert. Die Fußplatte gibt die Größe der Fußsohle vor und dient zur Modellierung der Fußsohle. Eine Pastasilrolle wird mittig auf die Platte gelegt. Nun wird ebenfalls mit Hilfe des Übertragungsgerätes der Schaft von

oben in eine Pastasilrolle gepreßt, bis der Schaft eine vorher ausgemessene Position erreicht hat (Abb. 2.5.). Anschließend wird das Vorfußgipsnegativ in das Pastasil gedrückt. Überflüssiges Pastasil wird entfernt und nach Abschluß der vollständigen Aushärtung sind entsprechende kleinere Korrekturarbeiten noch möglich (Abb.2.6.). Später kann die Probeprothese anprobiert und nach evtl. erforderlichen Korrekturen dem Patienten ausgehändigt werden.

Der Patient hat die Möglichkeit die Pastasilprobeprothese in einem Zeitraum von 10-14 Tagen auf ihre Alltagstauglichkeit hin zu testen. In dieser Zeit besteht die Möglichkeit, Änderungen an der Probeprothese durchzuführen. Bei Bedarf können neue Lagen Pastasil auf die Probeprothese aufgebracht oder Druckstellen weggeschliffen werden.

Abb. 2.5.
Positionierung des Pastasil-Schaftes mit Hilfe des Übertragungsgerätes (48)

Abb. 2.6.
Einsetzen des Pastasil-Vorfußes (48)

Für die ausführliche Herstellungsbeschreibung der Pastasilprobeprothese wird auf die Technische Information

646T 1.1.1. (48) des Silicon House des Unternehmens Otto Bock verwiesen.

Der zweite Schritt stellt die Herstellung der definitiven Silikonprothese aus Chlorosil dar. Diese kann durch den betreuenden Orthopädietechniker oder durch das Silicon House der Firma Otto Bock erfolgen.
Zur Anfertigung der definitiven Versorgung benötigt man die Probeprothese, die Fußplatte sowie das ausgefüllte Maßblatt mit den Stumpfmaßen.
Bei der Herstellung der Definitivprothese verwendet man ebenfalls ein Gipspositiv des Stumpfes. Die Pastasilprobeprothese dient hierbei als Negativform des Stumpfes und wird mit Gips aufgefüllt. Bei diesem Schritt wird ebenfalls ein Adapter in das Gipsmodell eingebracht.
Nachdem das Gipsmodell komplett trocken ist, werden die zwei gleichschweren und transluzenten Komponenten des Chlorosil auf einer Walze sorgfältig miteinander gemischt. Während dieses Vorgangs wird das farblose Chlorosil mit Pigmenten und Fasern nach den Wünschen des Patienten eingefärbt.
Das Gipsmodell wird in ein Vakuumrohr eingespannt. Hier erfolgt die Fertigung der Stumpfbettung mit Chlorosil. Danach wird das Modell mit einem Trikotschlauch und einer Kunststoffolie überzogen und für etwa eine Stunde vakuumiert. Durch diesen Arbeitsschritt wird die Prothese luft- und blasenfrei.
Nach der Vakuumierung werden die Folie und der Trikotschlauch entfernt und das restliche Chlorosil zu einer Rolle geformt. Diese wird dann mittig auf die Fußplatte gelegt. Anschließend wird die Fußplatte auf dem Übertragungsgerät fixiert. Das Gipsmodell inklusiv der Stumpfbettung wird dann mit Hilfe des Übertragungsgerätes von oben in die

Chlorosilrolle gepreßt, bis es eine vorher ausgemessene Position erreicht hat. Mit dem restlichen Chlorosil erfolgt das grobe Formen des Vorfußes. Dieses Modell wird ebenfalls mit Trikot und Folie überzogen und über Nacht vakuumiert.
Am nächsten Tag kann die endgültige Modellierung der Prothese beginnen. Nach der Entfernung der Folie und des Trikots wird aus Pastasil eine Negativform des Vorfußes angefertigt. Hierbei dient als Modell ein Standardprothesenfuß oder ein individuell angefertigter Modellfuß. Diese Pastasilnegativform wird dann in das Chlorosilmodell gedrückt und anschließend wieder abgezogen.
Die endgültige Modellierung an der definitiven Silikonprothese kann nun erfolgen. Eventuelle Detailveränderungen und die Möglichkeit des Einfügens von Zehennägel aus Chlorosil oder Arcyl können jetzt berücksichtigt werden.
Es folgt eine erste Vulkanisation bei 50° Celsius über mindestens acht Stunden im Ofen. Anschließend erfolgt bei 120° Celsius über weitere zwei bis vier Stunden die zweite Vulkanisation. Nun kann die Prothese vom Gipsmodell abgezogen werden und mit Wasser und Seife gereinigt werden. Eine Nachvulkanisation zur Verbesserung der mechanischen Eigenschaften ist möglich aber nicht zwingend.
Vor der Auslieferung der Definitivprothese werden in der Endbearbeitung kleine Veränderungen durchgeführt.

Für die genaue Herstellungsbeschreibung der definitiven Silikonprothese wird auf die Kurse des Silicon House der Firma Otto Bock verwiesen.

Der Patient kann die Prothese mit Wasser und Seife reinigen. Ein Einsatz von Lösungs- und Desinfektionsmitteln ist nicht erforderlich. Äußere Verschmutzungen dringen nicht in das Material ein und sind problemlos abwaschbar.

Durch die Elastizität des Materials ist das Anziehen der Prothese auch ohne Verschlüsse möglich. Die hohe Oberflächenreibung des Silikons kann durch Auftragen einer neutralen Hautlotion auf den Stumpf ausgeglichen werden. Diese zieht innerhalb kurzer Zeit in die Haut ein und die Prothese hat einen guten Halt am Stumpf.
Aufgrund der Wasserfestigkeit ist es dem Patienten möglich mit der Prothese baden zu gehen.

Weitere Anwendungsgebiete von Silikon in der Orthopädie - Technik sind unter anderem die Fingerprothesen, Liner für Bein- und Armprothesen, Brandwundengesichtsmasken, Brandwundenhandschuhe, vielfältige Orthesen sowie Epithesen im Bereich von Ohr, Nase und Auge.

Als Literaturquelle dienen dem Autor zum größten Teil Informationsbroschüren des Unternehmens Otto Bock sowie mündliche Auskünfte von Mitarbeitern dieses Unternehmens.
Weiteres Material stammte aus dem Buch von H. Dominghaus (21) und den Seminarunterlagen von K. L. Ulman und R. L. Getting " Biomaterials - Technology and applications in pharmaceuticals and medical devices " im November 1998 (63).

2.2. Grundlagen des Ganges und der Ganganalyse

2.2.1. Gangbild

Der Gang des nicht fußamputierten Menschen zeichnet sich durch wiederholte rhythmische und alternierende Bewegungen von Extremitäten und Rumpf aus. Diese Bewegungen sind individuellen Variationen unterworfen, lassen sich aber in mehrere Abschnitte gliedern.

Die nachfolgende Beschreibung bezieht sich auf die Ausführungen von O. Fischer (24,25), D. A. Winter (64), J. Perry (49) sowie D. Becker und J. Decker.(7). Dabei werden nur die Veränderungen der unteren Extremitäten in der sagittalen Ebene, die während der Untersuchung teilweise erfaßt werden, aufgeführt.

Der Begriff Gangzyklus beschreibt die gesamte Aktivität, die zwischen zwei aufeinander folgenden Bodenkontakten der Ferse eines Fußes stattfindet. Dieser Zyklus läßt sich in eine Standphase (stance phase) und in eine Schwungphase (swing phase) gliedern.
Die Standphase erstreckt sich über eine Dauer von ungefähr 60 % des gesamten Gangzyklus, die Schwungphase bildet die restlichen 40 %. Während der Standphase des einen Beines befindet sich das andere Bein zum größten Teil in der Schwungphase.
Zum Ende der Standphase liegt bei normaler Gehgeschwindigkeit ein beidfüßiger Bodenkontakt vor. Dieser beidfüßige Bodenkontakt wird Doppelstand (double limb stand) genannt und dauert circa 15 % des gesamten Gangzyklus (Abb. 2.7.).

Die Dauer dieser Phase ist direkt von der Gehgeschwindigkeit abhängig und fällt ab einer Schrittfrequenz von ungefähr 140 Schritten pro Minute weg.

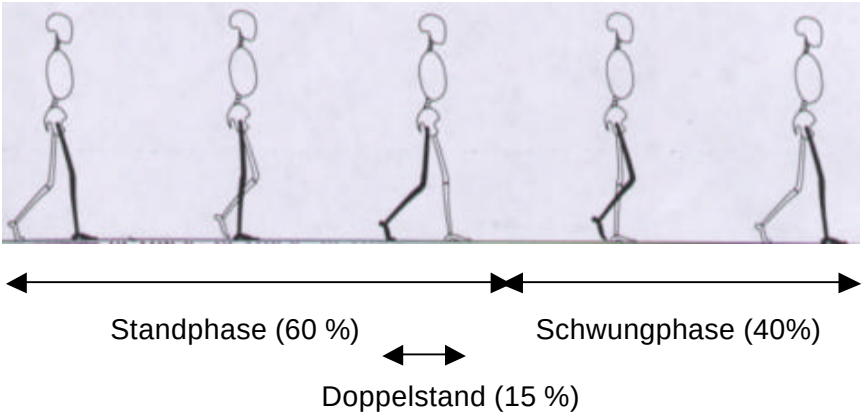


Abb. 2.7. Gangzyklus (49)

Die Standphase beginnt mit dem Aufsetzen der Ferse auf den Boden und endet mit der Zehenablösung des Fußes vom Boden.

Dieser Zeitraum besteht aus einer Stoßdämpfungsphase (shock absorption phase), einer mittlerer Standphase (mid-stance phase) und einer Abstoßphase (push-off phase) (Abb. 2.8.).
Der Fersenkontakt (heel strike) leitet die Stoßdämpfungsphase ein. Das Körpergewicht wird auf das vordere Bein verlagert und die abwärts gerichtete Verlagerung des Körperschwerpunktes abgebremst. Das in Neutralstellung

befindliche Sprunggelenk wird bis auf 5° plantarflektiert. Hierbei kontrollieren die exzentrisch kontrahierenden Muskeln tibialis anterior, extensor hallucis longus und digitorum longus die Plantarflexion. Das Knie ist anfangs vollständig gestreckt und wird im weiteren Bewegungsverlauf ebenfalls auf 5° flektiert. Die Hüfte ist bis ungefähr 25 ° gebeugt und wird von M. gluteus maximus und den Ischiokruralen gehalten.
Im weiteren Verlauf der Stoßdämpfungsphase tritt der Fuß-Boden-Kontakt (foot flat) ein. Hierbei befindet sich das Sprunggelenk in 10° Plantarflexion, die sich bis zum Ende dieser Phase auf ungefähr 5° reduziert. Das Kniegelenk wird während des Fuß-Boden-Kontakts bis auf 20° gebeugt. Diese Flexion resultiert aus dem hinter dem Kniegelenk liegenden Körperschwerpunkt und wird aktiv vom M. quadriceps femoris kontrolliert. Desweiteren besteht eine geringe muskuläre Aktivität der ischiokruralen Muskeln. Anschließend geht das Knie in eine Knieextension über. Zum Ende dieser Phase wird die flektierte Hüfte durch die Aktivität des M. gluteus maximus und den Ischiokruralen gestreckt.

Darauffolgend beginnt die mittlere Standphase. Sie ist u. a. dadurch gekennzeichnet, daß während der Schwungphase des anderen Beines das gesamte Körpergewicht auf dem Standbein lastet. Das plantarflektierte Sprunggelenk geht unter der Kontrolle des M. soleus und des M. gastrocnemius in die Dorsalextension über. Die begonnene Knieextension wird unter Abnahme der Aktivität des M. quadriceps und Zunahme der Aktivität des M. soleus fortgeführt. Die flektierte Hüfte wird unterdessen in der mittleren Standphase fast vollständig gestreckt. Mit dem Beginn der Fersenablösung (heel off) endet die mittlere Standphase und es beginnt die Abstoßphase.

In der Abstoßphase haben beide Füße Bodenkontakt und es findet eine Gewichtsverlagerung auf das andere Bein statt.
Das Sprunggelenk wird aus einer Dorsalextension von ungefähr 10° wieder aktiv in eine Plantarflexion gebracht. Das fast gestreckte Knie wird im Verlauf der Abstoßphase wieder flektiert und die Hüfte erreicht eine Extension von fast 10°. Diese Bewegungen sind durch den hinter den Gelenken verlaufenden Kraftvektor zu erklären. Die Aktivität des M. rectus femoris schränkt die übermäßige Knieflexion ein. Gleichzeitig sorgt er für eine Flexion des Hüftgelenkes. Die Abstoßphase endet mit der Zehenablösung (toe off). Zu diesem Zeitpunkt ist das Sprunggelenk ungefähr 20° plantarflektiert und das Knie circa 40° gebeugt.

Mit der Ablösung der Zehen endet die Standphase und es beginnt die Schwungphase.

Die Schwungphase wird in die Beschleunigungsphase (acceleration), die mittlere Schwungphase (mid-swing) und die Abbremsphase (deceleration) unterteilt.

Zu Beginn der Beschleunigungsphase reduziert sich die Plantarflexion des Sprunggelenkes durch die Aktivität der prätibialen Muskeln auf circa 10°. Das Kniegelenk wird bis auf ungefähr 60° flektiert. Dabei ist der kurze Kopf des M. biceps femoris der stärkste Kniebeuger. Das Hüftgelenk wird durch den M. iliopsoas, M. sartorius und gracilis auf ungefähr 20° flektiert. Die letzten beiden genannten Muskeln unterstützen auch die Knieflexion.

In der mittleren Schwungphase erreicht das Sprunggelenk durch die prätibialen Muskeln die Nullstellung. Das gebeugte Kniegelenk wird durch den Schwung des Unterschenkels

passiv bis auf 30° gestreckt. Die obengenannten Hüftbeuger flektieren das Hüftgelenk bis auf 30°.

Das Sprunggelenk ist in der Abbremsphase weiterhin in Nullstellung. Die begonnene Knieextension wird aufgrund des Schwungs fortgeführt, hierbei kontrolliert die ischiokrurale Muskulatur in der ersten Hälfte der Abbremsphase die Extension. In der zweiten Hälfte wird das Kniegelenk durch den M. quadriceps vollständig gestreckt. Zum Ende der Schwungphase erreicht die Hüfte eine Hüftflexion von ungefähr 25°, die ebenfalls durch die ischiokrurale Muskulatur kontrolliert wird. Die Standphase beginnt mit dem erneuten Fersenkontakt.

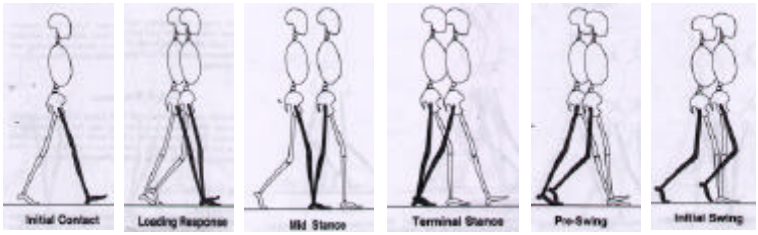


Abb. 2.8. Standphase (49)

2.2.2. Ganganalyse

Die computerunterstützte Ganganalyse, kombiniert mit der Elektromyographie hat in der klinischen Anwendung eine breite Akzeptanz gefunden. Sie unterstützt unter anderem die Beurteilung der Ausgangssituation vor einer Behandlung (49,61). Desweiteren stellt sie eine Hilfe bei der chirurgischen Therapieplanung (61,20,34) dar und dient zur Dokumentation

und Beurteilung von konservativen und operativen Therapieverläufen (58,61,23,9,57,59,33).
Die computerunterstützte Ganganalyse kann zum Beispiel bei der infantilen Zerebralparese wichtige Informationen zur weiteren Planung der operativen oder konservativen Therapie geben (61). Ferner besteht ein großes Anwendungsgebiet im Bereich der Prothetik. Die Ganganalyse dient hier zur Bewertung der Auswirkung der Prothesenversorgung auf den Bewegungsapparat (10,64).
Die von mir durchgeführten Untersuchungen fanden im Ganglabor des "Reha-Zentrums" Göttingen statt (Abb. 2.9.).

Abb. 2.9. Patient während der Ganganalyse
im Ganglabor des Reha-Zentrum Göttingen

Das dort installierte Ganglabor besteht aus einer zwölf Meter langen Laufstrecke und einem Meßsystem, das aus zwei Meßeinheiten besteht .

Mit Hilfe einer dieser Einheiten wird die Kinetik, d.h. die quantitative Beschreibung der Kräfte, die auf ein Gelenk oder ein Körperteil wirken, erfaßt. Die gebräuchlichste Methode dabei ist die Messung von Bodenreaktionskräften mit Hilfe einer Kraftmeßplatte. Mit der zweiten Einheit wird die Kinematik ermittelt. Hierunter versteht man die quantitative Beschreibung von Gelenkwinkeln oder Bewegungen von Körpersegmenten. Die Kinematik wird mit einem computerunterstützten Bewegungsanalysesystem, das entweder mit aktiven oder passiven Markern arbeitet, erhoben.

2.2.2.1. Kraftmeßplatte

Die Kinetik und somit auch die Bodenreaktionskräfte werden mit zwei KISTLER-Plattformen gemessen. Die KISTLER-Platten befinden sich in der Mitte der zwölf Meter langen Laufstrecke. Die beiden Platten haben jeweils eine Größe von 60 x 90 cm und sind hintereinander in den Boden eingelassen. Jede KISTLER-Platte beinhaltet vier Meßpylons mit jeweils drei piezoelektrischen Sensoren, die die Reaktionskräfte in AP-Richtung[1], ML-Richtung[2] und die Vertikalkräfte messen. Die Meßdaten werden durch Verstärker verarbeitet und an den Datenerfassungsrechner weitergeleitet.
Über den Platten befinden sich mehrere identisch aussehende Brückenelemente, so daß der Proband, der sich über die Platten bewegt, die eigentlichen Meßplatten nicht wahrnimmt. Es existieren zwei Arten von Brückenelementen. Eine Brückenelementart ist aktiv, was bedeutet, daß das Brückenelement direkt auf der Kraftmeßplatte aufliegt. Dies

[1] Anterior-Posterior-Richtung
[2] Medio-Lateral-Richtung

hat zur Folge, daß auf das Brückenelement einwirkende Kräfte direkt an die Kraftmeßplatte weitergeleitet werden. Die andere Art läßt keine Kraftmessung zu, da das Brückenelement seitlich auf einem Rahmen und nicht auf der Platte selbst aufliegt. Diese bezeichnet man auch als passives Brückenelement.
Beide Arten von Brückenelementen sind reversibel im Boden eingelassen. Sie können bei Bedarf aus dem Boden entfernt und gegeneinander ausgetauscht werden.
Während der Messung sollen nur die Bodenreaktionskräfte eines Beines je Meßplatte erfaßt werden. Folglich müssen die aktiven Brückenelemente über den Kraftmeßplatten der probandeneigenen Schrittlänge anpaßt werden. Durch Entfernen und Einsetzen der aktiven sowie passiven Brückenelemente erfolgt eine Abstimmung auf die Schrittlänge.
Bei großen Schritten wird die Anzahl der aktiven Brückenelemente vergrößert und bei geringer Schrittlänge werden mehr passive Elemente über die Kraftmeßplatten eingebracht.
Auf Grund des gleichen Aussehens der aktiven und passiven Brücken kann der Proband nicht bewußt seine Schrittlänge auf das Meßsystem anpassen.

2.2.2.2. Messung der kinematischen Parameter

Zur Erfassung der Kinematik wird das Kamerasystem PRIMAS des niederländischen Unternehmen DELFT MOTION ANALSIS benutzt. Dieses besteht aus vier CCD-Kameras, von denen jeweils zwei seitlich der Laufstrecke an einem stabilen Aufbaustativ an der Wand befestigt sind (Abb. 2.10.).

Das System arbeitet mit Infrarotlicht. Während der Proband über die Laufstrecke geht, wird das Infrarotlicht durch Sender ausgestrahlt, wobei die Sender in unmittelbarer Nähe der Kameraoptik positioniert sind. Das Infrarotlicht wird mit einer Frequenz von 100 Hz ausgestrahlt. Das Infrarotlicht wird nach Auftreffen auf die am Probanden befindlichen Marker reflektiert und von der Kameraoptik erfaßt. Mit dieser Technik werden von jeder Kamera 100 Meßwerte pro Sekunde ermittelt. Diese Werte werden von der Erfassungsbox aufgenommen und durch den Datenerfassungsrechner aufgezeichnet. Mit Hilfe entsprechender Software und den standardisierten Markerpositionen lassen sich kinematische Größen wie Winkel oder Winkelgeschwindigkeit berechnen.

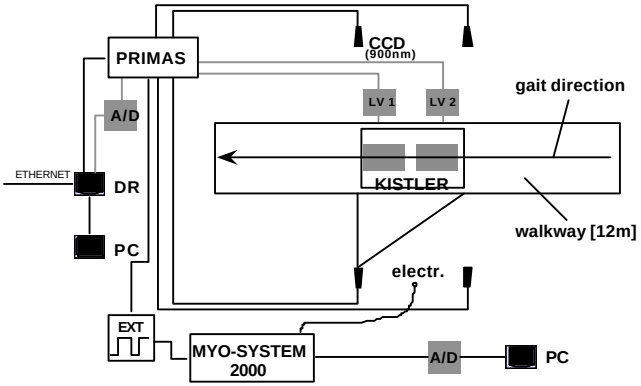


Abb. 2.10. Schema des Ganglabors
(Lv 1,2: Verstärker der KISTLER-Platten; A/D : Analog-Digital-Wandler; DR: Datenerfassungsrechner; PC: Rechner zur Auswertung; CCD: optoelektronische Kameras)

2.2.2.3. Markerpositionierung

Es gibt aktive und passive Marker, die an definierten Punkten des Probanden befestigt werden. Aktive Marker sind meist Lichtquellen. Die bei der Untersuchung benutzten passiven Marker sind mit einer retroreflektierenden Folie überzogen. Sie werden von einer separaten Lichtquelle angestrahlt und das reflektierte Infrarotlicht wird von den CCD Kameras aufgenommen.
Die passiven Marker werden an prominenten Körperpunkten positioniert. Die Positionen sind zum Vergleich unterschiedlicher Meßreihen genau festgelegt. Die Punkte sollten leicht am Körper zu ertasten sein und die Bewegung der Körperteile durch sie gut beschrieben werden. Die Marker sollten entweder direkt auf der Haut angebracht werden oder an enganliegender Kleidung. Bei der Befestigung der Hüftmarker über dem Trochanter major wird eine kurze und enganliegende Radlerhose benutzt.
Die Positionierung der Marker am Körper gibt die untere Abbildung wieder (Abb. 2.11.). Der theoretische Kniedrehpunkt wird nach der Kompromißdrehachse von Nietert bestimmt (45).

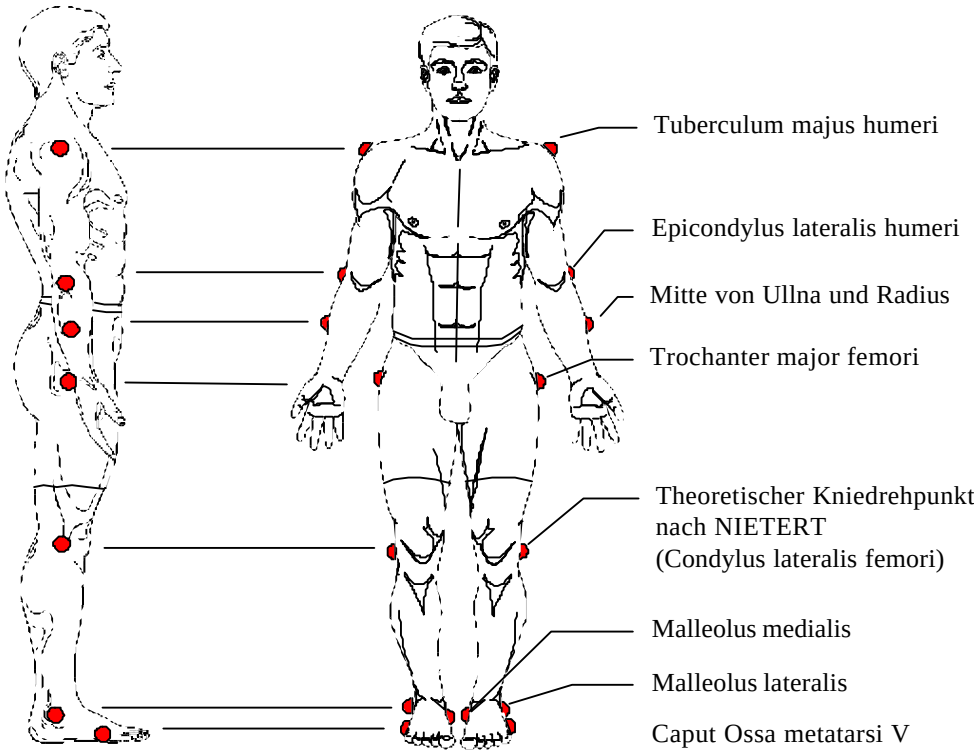


Abb. 2.11. Markerpositionierung

2.2.2.4. Datenverarbeitung

Die im Datenerfassungsrechner vorliegenden Rohdaten beider Meßeinheiten werden ins lokale Netzwerk eingespielt und können mit den Personalcomputern weiterverarbeitet werden. Die für diese Untersuchung wichtigen Parameter waren die Bodenreaktionskräfte in AP- und vertikaler Richtung, die Gelenkwinkel sowie die Drehmomente des Sprung- und Kniegelenkes.

Die mit den KISTLER-Platten ermittelten Bodenreaktionskräfte werden mit Hilfe der Interpolation auf 100 Werte pro Standphase normiert. Diese Werte stellen die Daten der Kinetikmessung dar. Es gibt je Meßdurchlauf jeweils 100 Werte für die Kräfte in AP- und vertikaler Richtung. Dies gilt für beide Beine.
Die Daten der Kinematikmesssung, die die Stand- und Schwungphase umfaßt, werden bei der Auswertung ebenfalls auf 100 Werte normiert. Somit existieren je Meßdurchlauf 100 Knöchelwinkelwerte pro Beinseite.
Durch die Synchronisation und Koordination beider Meßsysteme lassen sich die Drehmomente während der Standphase errechnen. Auch hier werden die Daten auf 100 Werte je Seite normiert.

2.3. Untersuchungsablauf

Im Folgenden wird der Untersuchungsablauf eines Probanden im Reha-Zentrum Göttingen beschrieben.

Während der Untersuchung im Reha-Zentrum Göttingen ist das Silicon House der Firma Otto Bock durch Herrn A.

Schmidt oder Herrn A. Leidinger vertreten. Sie stehen dem Probanden zu Fragen über die Silikondefinitivprothese zur Verfügung. Das Ziel dieser Untersuchung wird von dem Autor dieser Arbeit geschildert und der Proband kann Fragen bezüglich Grund, Ziel und Methode der Untersuchung stellen. Danach wird dem Probanden das Prinzip der Ganganalyse und des Ganglabors durch Herrn Dr. T. Schmalz, Leiter des Ganglabors, erklärt.

Die Untersuchung eines fußamputierten Patienten besteht aus mehreren Teilen. Zu Anfang wird eine Anamnese erhoben, danach folgte eine Befragung der Probanden bezüglich der Prothesenversorgung verbunden mit einer Beurteilung der benutzten Prothesen. Im Anschluß daran wird die klinische Untersuchung durchgeführt. Hierbei diente dem Autor ein Fragebogen als Leitlinie für die Probandenbefragung, sowie für die körperliche Untersuchung der Probanden. Ein vollständiger Fragebogen befindet sich im Anhang unter der Abb. 7.1..
Nach der Beendigung der klinischen Untersuchung wird die Ganganalyse mit verschiedenen Prothesenversorgungen durchgeführt.

Im folgenden werden die einzelnen Punkte des Untersuchungsablaufes kurz besprochen.

2.3.1. Anamnese

In der Anamnesebefragung werden die persönlichen Daten der Versuchsperson, mit Angaben zu Tätigkeiten des alltäglichen Lebens, inklusive der Freizeitaktivität und den

sportlichen Interessen sowie Angaben über den Bezug einer Rente erhoben.
Danach ist der Amputationsstumpf Gegenstand der Befragung. Die Versuchsperson gibt Auskünfte über die Indikation und den Zeitpunkt der Amputation, über Komplikationen und derzeitige Stumpfbeschwerden. Die Ermittlung des Stumpfniveau gestaltet sich schwierig, da es den meisten Versuchspersonen nicht möglich war, aktuelle Röntgenbilder zum Untersuchungstag mitzubringen. Das gleiche galt auch für die Befunde bezüglich Indikation und Verlauf der Amputation. Das Amputationsniveau wird durch die klinische Untersuchung unter der Berücksichtigung der Anamnese bestimmt.

2.3.2. Klinische Untersuchung

Bei der klinischen Untersuchung stellt der Autor dieser Arbeit den Zustand des Amputationsstumpfes fest. Er wird auf Schwielen, Rötungen, Blasen, Druckstellen, offene Wunden und gut tastbare Knochenenden untersucht. Ferner ist die Lage der Operationsnarbe im Bezug auf die Fußbelastungszone sowie die Frage eines vorhandenen Spitzfußes von Interesse.
Die Untersuchung der Beweglichkeit der unteren Extremitäten erfolgt nach der Neutral-0-Methode. Desweiteren werden die Ober- und Unterschenkel-umfangsmaße festgestellt und die Muskelkraft von Null bis Fünf beurteilt. Vorhandene Beinlängendifferenzen werden mit Hilfe von Holzplatten in einer Dicke von 5 mm bestimmt. Die Ausbildung der Beinachse wird ebenfalls im Fragebogen aufgenommen.

Danach erfolgt eine orthopädietechnische Bestimmung der Stumpfmaße und eine Beurteilung des Silikonprothesenzustandes von Seiten der Orthopädietechniker.

Abschließend werden Fotografien des Stumpfes, der Silikonprothese und der Vorversorgung angefertigt.

2.3.3. Prothesenversorgung und Prothesenbeurteilung

In diesem Teil der Befragung geben die Probanden Auskunft über die Dauer ihrer Silikonprothesenversorgung sowie die Art der Silikonprothese. Ferner ist der alltägliche Nutzen der Silikonprothese sowie die maximale Gehstrecke mit der Silikonprothese von Interesse.
Danach werden die Probanden über Art und Dauer der Vorversorgungen befragt.
Im Anschluß daran erfolgt eine subjektive Beurteilung der Silikonprothese. Diese Beurteilung wird in den Punkten Zufriedenheit, Kosmetik, Tragekomfort und Pflege erhoben. Das Schulnoten-System dient als Score zur Beurteilung der Silikonprothese.
Zum Schluß werden die Probanden aufgefordert eine vergleichende Beurteilung der Silikonprothese zu den Vorversorgung zu den oben genannten Punkte durchzuführen.

2.3.4. Ganganalyse

Die Ganganalyse besteht aus drei Meßdurchläufen. Ein Meßdurchlauf erfordert zehn bis zwölf Einzelmessungen. Je

Meßdurchlauf wird eine Prothesenversorgung des Probanden untersucht. Im Ganglabor sollte der Gang des vorfußamputierten Probanden mit der früheren Vorversorgung und der Silikonvorfußprothese untersucht werden. Desweiteren wurde der Gang ohne eine prothetische Versorgung betrachtet.
Zur Durchführung der Meßreihe am Untersuchungstag trägt der Proband eine kurze, enganliegende "Radlerhose". Ferner sollte der Unterarm von keiner Bekleidung bedeckt werden. Die Oberkörperbekleidung wird in der "Radlerhose" getragen.
Die Probanden werden gebeten, an dem Untersuchungstag einen Alltagsschuh, der sowohl mit der Silikonvorfußprothese als auch mit der Vorversorgung getragen werden konnte, mitzubringen. Diesen trägt die Versuchsperson zu jedem Meßdurchlauf.

Während des Meßdurchlaufes muß der Proband die Laufstrecke in beide Richtungen überqueren. Desweiteren soll er immer erst mit dem prothesenversorgten Fuß die Kraftmeßplatte betreten. Hierzu wird der Proband aufgefordert einige Probeläufe auf der Laufstrecke durchzuführen, um sich an die jeweilige Prothesenversorgung und an die Laufstrecke zu gewöhnen.
Danach erfolgt die Bestimmung des Körpergewichtes der Versuchsperson, in dem der Proband die Kraftmeßplatte bestimmt. Mit dem ermittelten Gewicht werden die gemessenen Kräfte normiert.
Nach diesem Procedere befestigt Herr Dr. Schmalz, wie im Kapitel 2.2.2.3. beschrieben, die Marker am Körper des Probanden.

Darauf erfolgt der eigentliche Meßdurchlauf. Hierbei wird die Laufstrecke zehn bis zwölf mal von den festgelegten Ablaufmarke an in beide Richtungen überquert.
Nach Beendigung des ersten Meßdurchlaufes wechselt der Proband die Versorgung. Der erste Meßdurchlauf findet mit der Vorversorgung des Probanden statt. Der zweite Durchlauf erfolgt mit der Silikonprothese. Im letzten Meßdurchlauf versucht der Proband ohne eine Versorgung in den Schuhen über die Laufstrecke zu gehen. Hierfür erfolgte eine Präparation des Schuh mit Füllmaterial im Zehenbereich.

Nach jedem Wechsel der Versorgung wird der Proband aufgefordert zur Probe über die Laufstrecke zu gehen. Desweiteren erfaßten wir nochmals vor jedem Durchlauf das Probandengewicht. Den korrekten Sitz der Marker kontrollierte Herr Dr. Schmalz vor jedem Meßdurchlauf.

2.4. Bewertungsparameter

Das folgende Kapitel stellt die ermittelten Bewegungsparameter dar. Teilweise wird der Verlauf der Bewegungsparameter zum besseren Verständnis graphisch dargestellt. Die später in die Auswertung aufgenommenen Daten werden hervorgehoben und kurz beschrieben. Ferner wird die weitere Bearbeitung dieser Daten erläutert.

2.4.1. Zeit-Distanz-Parameter

Die Laufgeschwindigkeit und die Schrittlänge stellen die Zeit-Distanz-Parameter dar.

Die Laufgeschwindigkeit wird aus der mittleren Geschwindigkeit beider Hüftmarker in AP-Richtung während der Doppelschrittzeit errechnet.
Die Schrittlänge errechnet sich aus der Distanz des rechten und linken Knöchelmarkers zum Beginn der Standphase.

2.4.2. Gelenkwinkel

Den typischen Verlauf des oberen Sprunggelenkwinkels während eines Gangzyklus, d.h. Stand- und Schwungphase, zeigt Abb. 2.12.. Als Quelle diente die Messungen 25 gesunder Probanden, deren Meßergebnisse sich in der Datenbank des Ganglabors befinden.

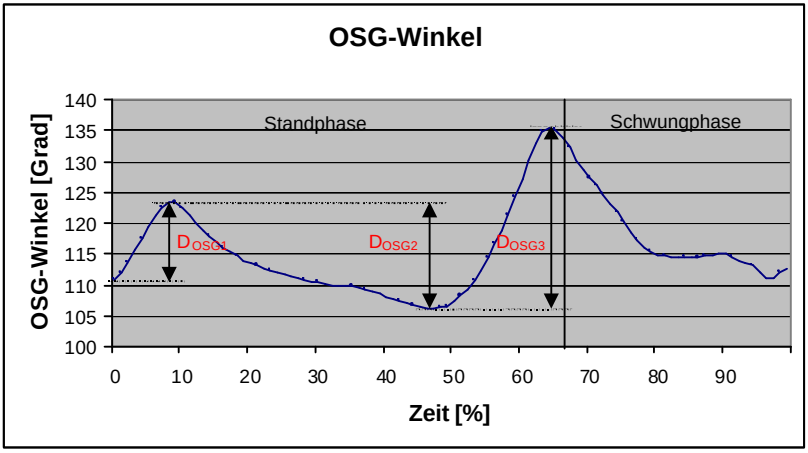


Abb. 2.12. Sagittaler OSG[3]-Winkel während eines Gangzyklus bei gesunden Probanden (Quelle: eigene Daten)

Der Beginn der Stoßdämpfungsphase wird mit dem Fersenkontakt und den damit ermittelten Aufsetzwinkeln eingeleitet. Das erste Maximum wird Knöchelwinkelmaximum genannt und repräsentiert die maximale Plantarflexion während der Stoßdämpfungsphase. Zu diesem Zeitpunkt hat der Vorfuß Kontakt zum Boden. Das dann folgende Minimum wird als Knöchelminimum definiert. Dieser Wert stellt die größte Dorsalextension dar und wird gegen Ende der mittleren Standphase bzw. zum Beginn der Abstoßphase erreicht. Das Ende der Standphase wird mit dem zweiten Maximum erreicht.

[3] oberes Sprunggelenk

Dieser Wert wird als Knöchelablösewinkel betitelt und stellt die maximale Plantarflexion zum Ende der Abstoßphase dar.
Der weitere Verlauf zeigt das Verhalten des Sprunggelenkes während der Schwungphase. Dieser Teil ist für die Auswertung von geringer Bedeutung.
Zur weiteren Auswertung werden OSG-Winkeldifferenzen zwischen den oben genannten Werten gebildet. Die erste OSG-Winkeldifferenz ($D_{OSG}1$) stellt den Unterschied zwischen Knöchelwinkelmaximum und Aufsetzwinkel dar. Die zweite ($D_{OSG}2$) ist die Differenz zwischen dem Knöchelwinkelmaximum und dem Minimum. Als Letztes wird der Unterschied zwischen dem Knöchelablösewinkel und dem Knöchelwinkelminimum berechnet ($D_{OSG}3$).

Diese Berechnung führt man für jeden Meßdurchlauf, d.h. für jeden Versorgungstyp durch. Dabei wird die Winkeldifferenz für das prothesenversorgte als auch für das gesunde Bein errechnet.

Im nächsten Schritt werden die OSG-Winkeldifferenzen $D_{OSG}1$, $D_{OSG}2$ und $D_{OSG}3$ aller Probanden aufgelistet und bearbeitet sie. Hierbei werden die einzelnen Winkeldifferenzen der Probanden den untersuchten Versorgungstypen zugeordnet. Dies erfolgt für die prothesenversorgte Seite sowie für die gesunde Seite. Danach wird aus den zugeordneten Probandenwinkeldifferenzen der Mittelwert und die Standardabweichung für das prothesenversorgte und das gesunde Bein je Meßdurchlauf errechnet.
Der errechnete Mittelwert der prothesenversorgte Seite wird mit der gesunden Seite verglichen. Hierbei wird die Differenz zwischen den beiden Seiten gebildet. Dies erfolgt zu jeder der drei Winkeldifferenzen bei jedem Versorgungstyp.

Dieser Vergleich zeigt den Unterschied der einzelnen Versorgungstypen bezüglich der Winkeldifferenzen $D_{OSG}1$, $D_{OSG}2$ und $D_{OSG}3$ zur gesunden Seite.

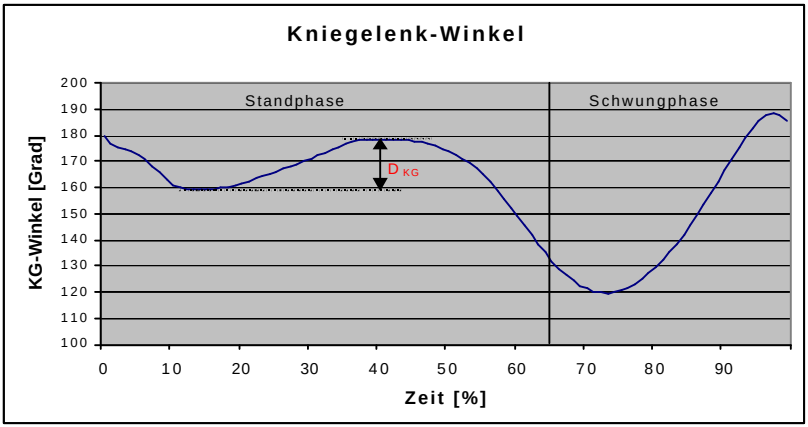


Abb. 2.13. Sagitaller Kniewinkel während eines Gangzyklus bei gesunden Probanden (Quelle: eigene Daten)

Die Abbildung 2.13. zeigt den typischen Kniewinkelverlauf während eines Gangzyklus. Als Quelle werden die Daten aus den Messungen von 25 gesunden Probanden herangezogen. Der erste Wert steht für das fast gestreckte Knie zu Beginn der Stoßdämpfungsphase. Im weiteren Verlauf der Stoßdämpfungsphase kommt es zu einer Flexion von ungefähr 20° bei Nichtamputierten. Diese Knieflexion stellt das Standphasenminimum dar. Das dann folgende Standphasenmaximum steht für das fast vollständig gestreckte Knie während der mittleren Standphase. Der weitere

Kurvenverlauf präsentiert die Knieflexion während der Abstoßphase bis zum Ende der Standphase.
Der Kurvenverlauf während der Schwungphase ist für diese Studie von geringer Bedeutung.

In der weiteren Bearbeitung der Meßdaten wird die Kniewinkeldifferenz (D_{KG}) zwischen dem Standphasenmaximum und dem Standphasenminimum je Meßdurchlauf bestimmt. Dies erfolgt für die prothesenversorgte Seite sowie für die gesunde Seite. Im nächsten Schritt wird der Mittelwert und die Standardabweichung aus den Kniewinkeldifferenzen für jede Seite und jede Versorgung errechnet. Danach wird die Differenz zwischen den Mittelwerten der gesunden und der prothesenversorgten Seite für jeden Versorgungstyp gebildet. Dieser ermittelte Wert wird als Flexion-Extension-Defizit (FED) bezeichnet.

Der FED Wert stellt den Unterschied der einzelnen Versorgungstypen bezüglich der Kniewinkeldifferenz zur gesunden Seite dar.

2.4.3. Bodenreaktionskräfte

Den zeitlichen Verlauf der Bodenreaktionskräfte in der Standphase bei gesunden Probanden gibt die Abb. 2.14. wieder. Die Meßergebnisse werden aus der Datenbank des Ganglabors entnommen. Zum besseren interindividuellen Vergleich sind die gemessenen Kräfte auf das Körpergewicht (Body weight, BW) bezogen.

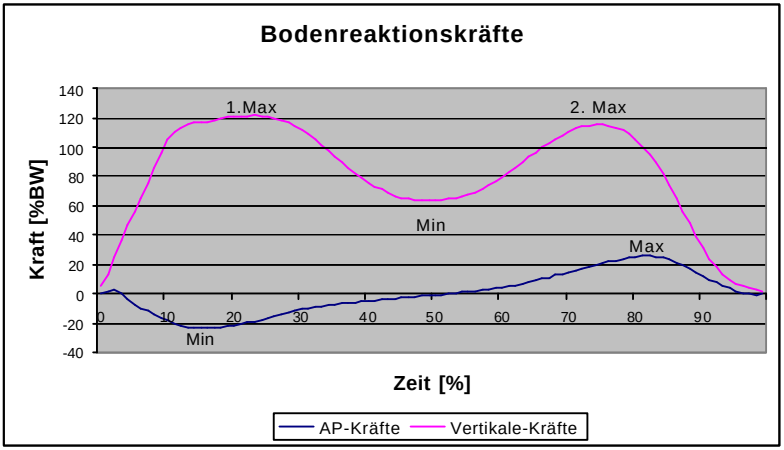


Abb. 2.14. Bodenreaktionskräfte in % des Körpergewichts während der Standphase bei gesunden Probanden (Quelle: eigene Daten)

Der typische Verlauf der vertikalen Kraft während der Standphase zeigt zwei Maxima zwischen denen ein lokales Minimum zu erkennen ist.
Das erste Maximum tritt zum Zeitpunkt des ersten Fuß-Boden-Kontaktes in der Stoßdämpfungsphase auf. Es resultiert aus der Körpergewichtsübernahme auf das Standbein.
Das dann folgende lokale Minimum taucht während der mittleren Standphase auf. Es entsteht durch die Anhebung des Köperschwerpunktes, die aus dem Impuls des sich in der Schwungphase befindlichen kontralateralen Beines resultiert. Hierbei kommt es zur Entlastung des Standbeines.
Das zweite Maximum wird während der Fersenablösung in der Abstoßphase gemessen. Dabei kommt es zu einer

bodengerichteten Beschleunigung des Körperschwerpunktes. Die Richtung der Beschleunigung liegt vor dem Standbeinfuß.

Die AP-Kräfte, die auch Horizontalkräfte genannt werden, weisen im ersten Teil der Standphase negative Werte auf. Dies läßt einen Abbremsvorgang erkennen. Die dann folgenden positiven Kraftwerte stehen für die Beschleunigung in die Bewegungsrichtung.

In die weitere Auswertung der Bodenreaktionskräfte werden von den vertikalen Kräften die beiden Maxima und das Minimum aufgenommen. Bei den Horizontalkräften wird mit dem Minimum und dem Maximum für die Berechnung fortgefahren.
Es wird aus den Werten aller Probanden für jeden Versorgungstyp der Mittelwert und die Standardabweichung für die oben beschriebenen Maxima und Minima errechnet. Dies geschieht sowohl für die gesunde als auch für die prothesenversorgte Seite.
Danach wird die Differenz zwischen den Mittelwerten der gesunden und der prothesenversorgten Seite eines jeden oben genannten Maxima bzw. Minima ermittelt.
Dieser Vergleich zeigt für jedes der oben beschriebenen Maxima und Minima die Differenz zwischen den Werten der gesunden und der prothesenversorgten Seite. Diese Differenzen werden für jeden Versorgungstyp errechnet.

2.4.4. Drehmomente

Die Drehmomente werden aufgrund der Zeitsynchronität und der Meßgenauigkeit der beiden Systeme aus den Kräften und den kinematischen Informationen errechnet. Das Moment

setzt sich aus der Bodenreaktionskraft und dem aktiven Hebel zur Gelenkdrehachse zusammen. Dieser ist durch die Marker definiert. Die bestimmten Drehmomente der Probanden werden auf das jeweilige Probandengewicht normiert und in Nm/kg angegeben.

Nach einer internationalen Vereinbarung haben Drehmomente, die gegen den Uhrzeigersinn wirken, einen positiven Wert. Somit ist z.B. das extentierende Drehmoment am Kniegelenk positiv.
Die Werte aus der Abb. 2.15. und 2.16. stammen ebenfalls aus den eigenen Messungen der gesunden Probanden im Ganglabor.

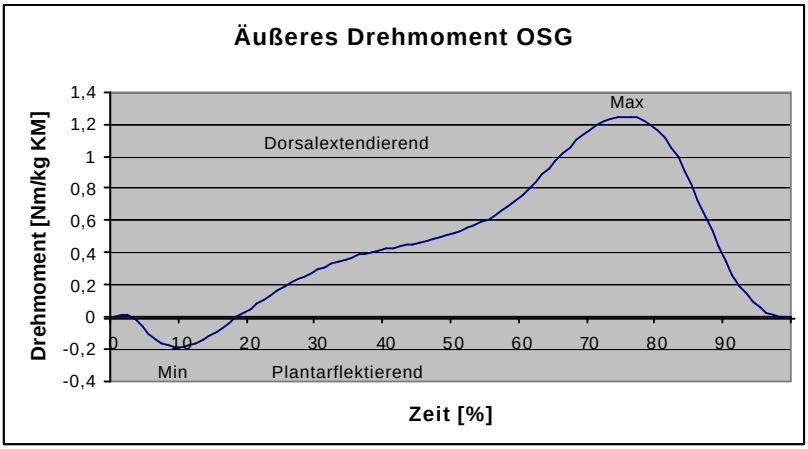


Abb. 2.15. Sagittales äußeres OSG-Drehmoment bei gesunden Probanden, normiert auf die Körpermasse, für die Dauer der Standphase (Quelle: eigene Daten)

Die Abb. 2.15. beschreibt das Knöchelmoment während des Abrollvorganges. Während der Standphase bewegt sich der Kraftvektor von der Ferse durch das Knöchelgelenk bis zu den proximalen Phalanges.
Zu Beginn der Stoßdämpfungsphase befindet sich der Vektor der Bodenreaktionskraft hinter dem Knöchelgelenk und wirkt plantarflektierend. Dies wird durch das negative Knöchelmoment beschrieben. Das dabei entstehende lokale Minimum wird für die Auswertung bestimmt. Zum Ende der Stoßdämpfungsphase bewegt sich der Kraftvektor durch das Gelenk. Dieser Punkt wird beim Nulldurchgang der Kurve erreicht. Aufgrund des sich vor dem Knöchelgelenk befindlichen Kraftvektors entwickelt sich das positive dorsalextensierende Knöchelmoment (Abb. 2.17.). Das Maximum wird während der Fersenablösung in der Abstoßphase gemessen.
Die unterschiedlichen Beträge des Maximums und des Minimums resultieren bei den fast gleichgroßen Bodenreaktionskräften aus den unterschiedlichen Hebellängen des Vor- und Rückfußes.

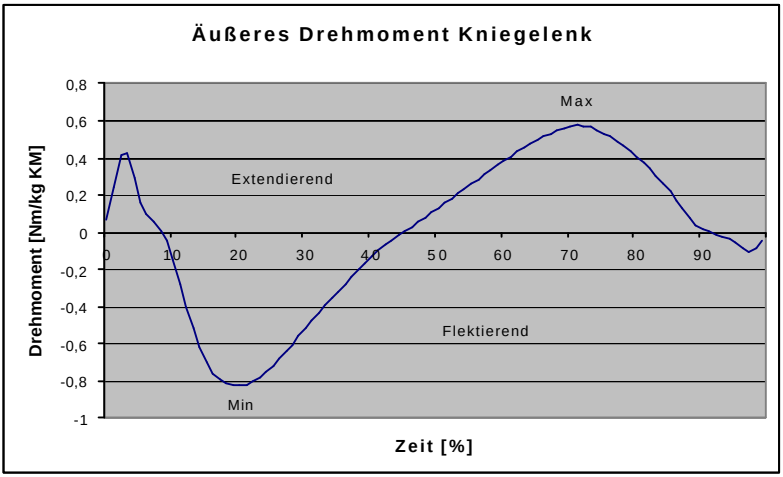


Abb. 2.16. Sagittales äußeres Kniegelenk-Drehmoment bei gesunden Probanden, normiert auf die Körpermasse, für die Dauer der Standphase (Quelle: eigene Daten)

In der Abb. 2.16. ist der Verlauf des am Kniegelenk in der Sagittalebene experimentell bestimmbaren Moments, das durch die Wirkung der Bodenreaktionskräfte entsteht, angegeben. Hierbei befindet sich das Kniemoment im Verlauf der Standphase mehrmals vor bzw. hinter dem Kniedrehpunkt (Abb. 2.17.). Die vor dem Kniedrehpunkt verlaufenden Bodenreaktionskräfte bewirken ein extendierendes Drehmoment. Das flektierende Moment entsteht somit aus den hinter dem Kniedrehpunkt verlaufenden Bodenreaktionskräften.

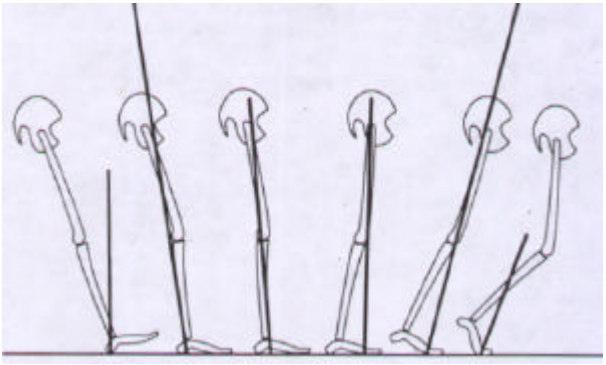


Abb. 2.17. Verlauf eines sichtbaren Kraftvektors während der Standphase aus Perry: Gait analysis (49)

Während der Stoßdämpfungsphase entsteht nach dem kurzzeitig extendierenden Kniemoment ein deutlich flektierendes Moment. Dieses zeigt auch ein erkennbares lokales Minimum, das für de weitere Berechnung bestimmt wird. Im Anschluß an das lokale Minimum kommt es zur Entwicklung von extendierenden Momente. Das sich dabei entwickelnde lokale Maximum wird auch hier für die weitere Berechnung bestimmt. Das Maximum fällt in den Bereich der zweiten Hälfte der mittleren Standphase. In der Abstoßphase entwickelt sich meistens nochmals ein kurzzeitiges flektierendes Kniemoment.

In der Bearbeitung der Meßdaten wird der Mittelwert sowie die Standardabweichung für die oben beschriebenen Maxima und Minima aus den Messungen aller Probanden errechnet. Dies

geschieht sowohl für die gesunde als auch für die prothesenversorgte Seite.
Anschließend wird die Differenz zwischen den Mittelwerten der gesunden und der prothesenversorgten Seite für die Maxima bzw. Minima errechnet. Dies wird für jeden Versorgungstyp separat durchgeführt.

2.5. Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung erfolgte zum Teil mit dem Programm *Excel 97* von *Microsoft*. Als Kennwerte dienen das arithmetische Mittel (Mittelwert), Standardabweichung (STABW), Minimum (Min) und Maximum (Max).

Die Art der Verteilung wird mit dem $?^2$-Test überprüft. Bei normalverteilten Ausgangsdaten, die beim Unter- und Oberschenkelumfang sowie bei der Beinlängendifferenz vorlagen, wird der t-Test für verbundene Stichproben benutzt.
Die restlichen genutzten Ausgangsdaten sind nicht normalverteilt. Hier wird als Prüfverfahren für nicht normalverteilte, verbundene Stichproben der Wilcoxen-Test angewandt.
Sowohl der t-Test als auch der Wilcoxen-Test wurden mit Hilfe eines extra entwickelten Programms der Computersprache C durchgeführt.
Als Signifikanzniveau werden $p < 0,05$ (signifikant) und $p < 0,01$ (hoch signifikant) festgelegt.

2.6. Gesundes Kollektiv

Zur Bewertung der Ergebnisse im Ganglabor wurden teilweise die Werte eines gesunden Kollektives herangezogen.
Die Ergebnisse des gesunden Kollektives befinden sich in der Datenbank des Ganglabores im Reha-Zentrum Göttingen. Sie stammen aus der Magisterarbeit von Lorenz mit dem Thema "Der Einfluß von Schuhen auf den Gang gesunder Erwachsener" (40) und dienen als Referenzwerte.
Das gesunde Kollektiv besteht aus 25 Personen, mit denen eine Ganganalyse in normalem Schuhwerk im Ganglabor durchgeführt wurde. Die anthropometrischen Daten dieses Kollektives werden in Abb. 2.18. wiedergegeben.

Parameter	Mittelwert	STABW.	Max	Min
Alter (Jahre)	25,5	2,3	28	19
Größe (cm)	180,0	4,0	190	172
Gewicht (kg)	75	7,0	90	61

Abb. 2.18. Anthropometrische Daten des gesunden Kollektives

3. Ergebnisse

3.1. Anthropometrische Daten

Die 29 Probanden, acht weibliche und einundzwanzig männliche, sind zum Zeitpunkt der Untersuchung im Durchschnitt 50 Jahre alt, 173,5 cm groß und 78,5 kg schwer. Die Amputationen des Vor- oder Mittelfußes hat im Mittel vor 17 Jahren stattgefunden. Dabei war bei 16 Untersuchten die rechte Seite und bei den restlichen 13 die linke Seite betroffen. Die Probanden sind durchschnittlich seit einem Jahr mit der Silikonvorfußprothese versorgt (Abb. 3.1.).

Parameter	Mittelwert	STABW.	Max	Min
Alter (Jahre)	49,9	15,9	77	18
Größe (cm)	173,5	9,0	189	155
Gewicht (kg)	78,5	13,8	109	55
Lebensjahre mit Stumpf	17,8	15,7	54,3	1,6
Versorgungsdauer (Jahre)	1,1	0,7	3,1	0,3

Abb. 3.1. Anthropometrische Daten, Amputations- und Versorgungsdauer des Probandenkollektives

3.2. Anamnesedaten

Die Verteilung der Amputationsindikationen sowie des Amputationsniveaus der Untersuchten sind in Abb. 3.2. bzw. 3.3. dargestellt. Postoperative Komplikationen traten bei 55,2% der Probanden auf. Die Wundheilungsstörungen standen hier im Vordergrund. Sie wurden teilweise mit Hauttransplantaten versorgt. Zusätzlich mußten Nachresektionen aufgrund der Amputationsindikation durchgeführt werden. Ferner trat bei einem Probanden postoperativ eine Osteomyelitis auf.

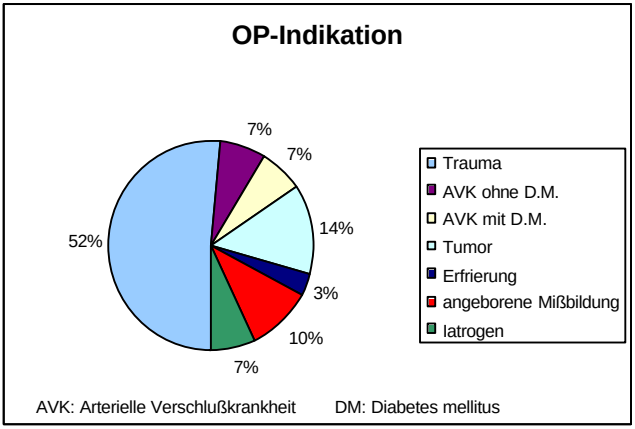


Abb. 3.2. OP-Indikation

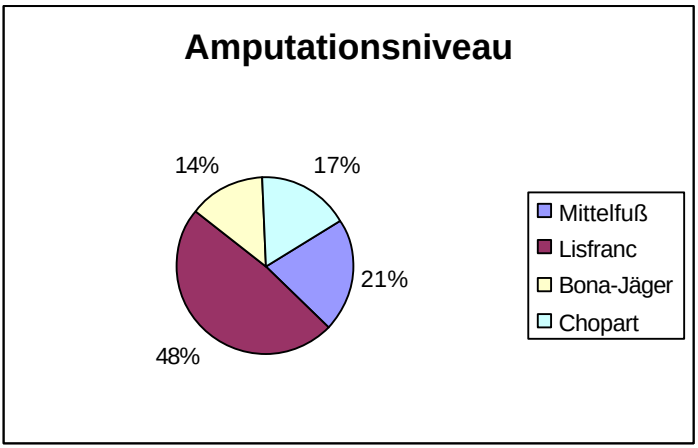


Abb. 3.3. Amputationsniveau

Eine differenziertere Aufstellung des Zeitraumes zwischen der Amputation und der Untersuchung ist in Abb. 3.4. wiedergegeben.

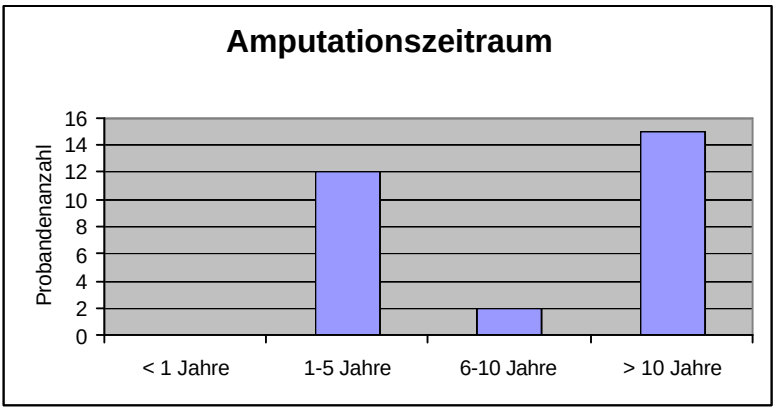


Abb. 3.4. Amputationszeitraum der Probanden zum Untersuchungstermin

3.3. Klinische Untersuchung

In der klinischen Untersuchung der Bewegungsausmaße des fußamputierten Beines im Vergleich zum gesunden Beines lassen sich keine Unterschiede in der Beweglichkeit der Hüfte und der Knie feststellen.
Die Plantarflexion und die Dorsalextension des oberen Sprunggelenkes, sowie die Elevation und Inversion des unteren Sprunggelenkes sind auf der amputierten Seite im Vergleich zur Gegenseite im Mittel eingeschränkt (Abb. 3.5). Hierbei liegt ein hochsignifikanter Unterschied beim Vergleich der Plantarflexion, Elevation und Inversion vor.
Ferner besteht kein signifikanter Unterschied beim Oberschenkelumfang. Es liegt aber eine hoch signifikante Umfangminderung der Unterschenkelmuskulatur auf Seiten

des Prothesenbeines um 3,6 cm vor. Desweiteren ist das betroffene Bein im Mittel um 0,5 cm verkürzt (Abb. 3.5.). Auch dies stellt einen hoch signifikanten Unterschied zwischen gesunder und amputierter Seite dar.

	Differenzmittelwert	Signifikanz
Beweglichkeit OSG		
Dorsalextension (Grad)	1	n.s.[3]
Plantarflexion (Grad)	13	$p < 0,01$[4]
Inversion (Grad)	4	$p < 0,01$
Elevation (Grad)	5	$p < 0,01$
Gliedmaßenumfang		
Unterschenkel (cm)	3,6	$p < 0,01$
Oberschenkel (cm)	1,3	n.s.

Abb. 3.5. Meßunterschiede zwischen gesundem und amputiertem Fuß bzgl. Beweglichkeit, Gliedmaßenumfang und Beinlänge

Zum Zeitpunkt der Untersuchung haben 18 Probanden (62,1 %) am untersuchten Amputationsstumpf Schwielen. Acht Stümpfe (27,6 %) zeigen deutliche Rötungen, bei elf (37,9 %) bestehen Druckstellen und vier Stümpfe (13,8 %) haben oberflächliche offene Wunden zum Untersuchungszeitpunkt.

[3] nicht signifikant
[4] hoch signifikant

Eine unzureichende Deckung der Amputationsstümpfe mit genügend Subcutisgewebe wird bei 20 Probanden (69 %) festgestellt.

3.4. Prothesenversorgung

Von den 29 Probanden sind zwölf (41,4%) mit einer individuell gestalteten Silikonprothese versorgt. 15 Probanden (51,7%) tragen eine Standardsilikonprothese mit Zehen und zwei Probanden (6,9%) erscheinen mit der Standardsilikonprothese ohne Zehen zum Untersuchungstermin.
Die Dauer der Silikonprothesenversorgung aller oben genannten Modelle wird in Abb. 3.6. wieder gegeben.

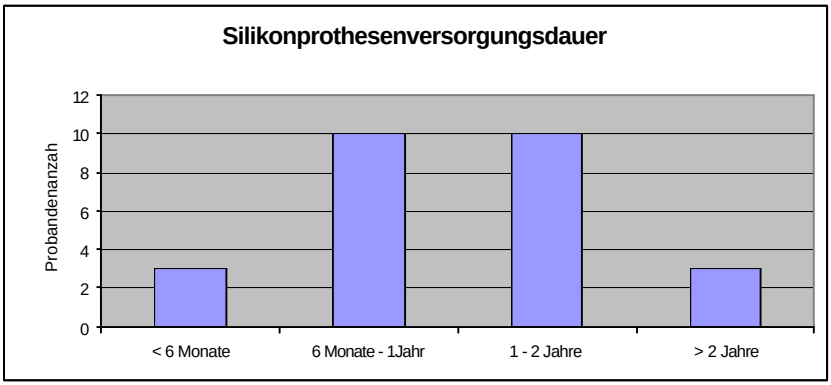


Abb. 3.6. Dauer der Silikonprothesenversorgung

Die Vorversorgungen der Probanden sind vielfältig und den einzelnen Ansprüchen angepaßt. Es erfolgte eine grobe

Einteilung der Vorversorgungen in Einlage, Innenschuh, Mobilisator, Vorfußentlastungsschuh, Unterschenkelrahmenprothese und Orthopädischen Schuh. Die prozentuale Verteilung der einzelnen Versorgungstypen der Probanden ist in Abb. 3.7. wiedergegeben.

Auf die Frage der alltäglichen Nutzung der Silikonprothese geben 18 Probanden (62,1%) an, die Silikonprothese ausschließlich zu tragen. Die restlichen Untersuchten tragen die Silikonprothese im Wechsel mit ihren Vorversorgungen. Dabei ist in dieser Gruppe die Tragezeit der Silikonprothese bei neun Probanden nur stundenweise. Die restlichen Zwei tragen die Prothese in der Regel einen halben Tag.

Aufgrund der Versorgung mit einer Silikonvorfußprothese ist es sechs Probanden (20,7%) gelungen, ihre Freizeitaktivität im Vergleich zum Zeitpunkt vor der Versorgung zu steigern. Bei 20 (69,0%) der Untersuchten trat keine Änderung der Freizeitaktivität nach der Prothesenversorgung ein. Eine Abnahme dieser Aktivität wird von drei Probanden (10,3%) angegeben.

Die Angabe der Probanden bzgl. der minimalen Gehstrecke, die sie an einem Stück mit der Silikonprothese bewältigen können, wird in der Abb. 3.8. graphisch dargestellt.

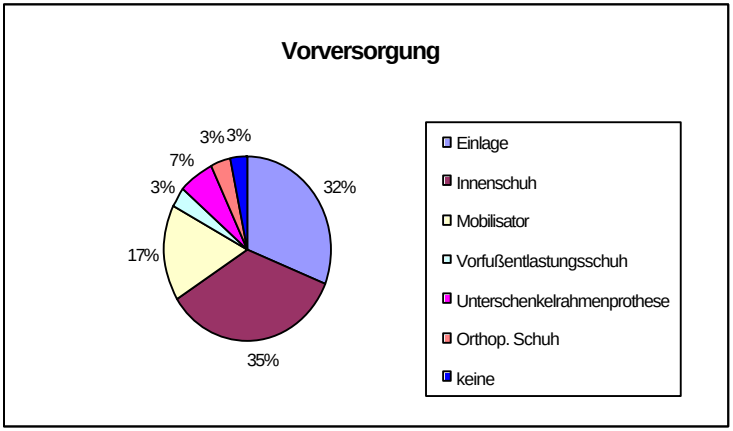


Abb. 3.7. Vorversorgungen der Probanden

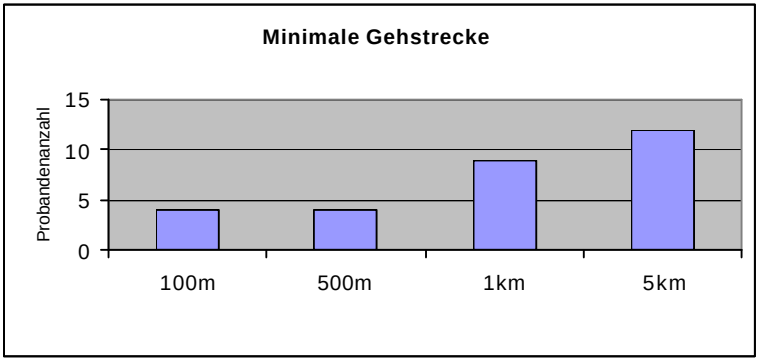


Abb. 3.8. Minimale Gehstrecke mit der Silikonvorfußprothese

3.5. Subjektive Prothesenbeurteilung

Die Ergebnisse der Beurteilung der Silikonprothesen bzgl. der Punkte Zufriedenheit, Kosmetik, Tragekomfort und Pflege sind in Abb. 3.9. wiedergegeben.
Desweiteren sind in Abb. 3.10. die Ergebnisse der vergleichenden Beurteilung der Silikonvorfußprothese zu der entsprechenden Vorversorgung des Probanden dargestellt. Der Vergleich erfolgte zu den obengenannten Punkten.

	Zufriedenheit	Kosmetik	Tragekomfort	Pflege
Mittelwert	2,1	1,8	2,0	1,5
STAW	1,0	0,7	1,2	0,5
sehr gut	11	12	13	15
gut	6	12	8	14
befriedigend	10	5	5	0
ausreichend	2	0	1	0
mangelhaft	0	0	2	0
ungenügend	0	0	0	0

Abb. 3.9. Beurteilung der Silikonprothese

	Zufriedenheit	Kosmetik	Tragekomfort	Pflege
besser	23 (79,3%)	24 (82,8%)	21 (72,4%)	19 (65,5%)
gleich	2 (6,9%)	3 (10,3%)	1 (3,6%)	7 (24,1%)
schlechter	3 (10,3%)	1 (3,6 %)	6 (20,7%)	2 (6,9%)
keine Vorversorg.	1 (3,6%)	1 (3,6%)	1 (3,6%)	1 (3,6%)

Abb. 3.10. Vergleich der Silikonprothese zur Vorversorgung

3.6. Ergebnisse der Ganganalyse

Im folgenden Kapitel sind die Ergebnisse aus dem Ganglabor für alle untersuchten Parameter dargestellt. Desweiteren werden die Ergebnisse der statistischen Tests zwischen der Silikonvorfußprothese und der Vorversorgung sowie dem Untersuchungsgang ohne prothetischer Versorgung präsentiert.
Teilweise werden die Ergebnisse dieser Untersuchung mit den Ergebnissen des gesunden Kollektives verglichen.

3.6.1. Zeit-Distanz-Parameter

Die Abbildung 3.11. stellt die mittlere Gehgeschwindigkeit der Probanden mit den einzelnen Versorgungen dar. Zusätzlich wird die Gehgeschwindigkeit des gesunden Kollektives präsentiert.

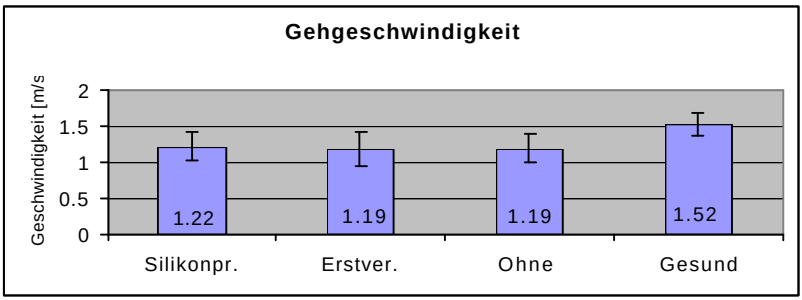


Abb. 3.11. Darstellung der mittleren Gehgeschwindigkeit bei den einzelnen Versorgungen sowie einem gesunden Kollektiv

In der Abbildung 3.12. werden die statistischen Ergebnisse in Bezug auf die Gehgeschwindigkeit wiedergegeben. Dabei findet ein Vergleich zwischen der Silikonprothese mit den Ergebnissen der Erstversorgung, sowie den Ergebnissen des Untersuchungsganges ohne Prothese und der gesunden Gruppe statt.
Die Gehgeschwindigkeit ist mit allen Versorgungen, inklusive der nichtprothetisch versorgten Probanden, im Vergleich zur Gruppe der nicht fußamputierten Probanden hoch signifikant geringer. Es besteht kein signifikanter Unterschied in der Gehgeschwindigkeit beim Vergleich der Silikonprothese mit der Erstversorgung und der ohne Versorgung. Das gleiche gilt für den Vergleich der Erstversorgung mit den Ergebnissen der nichtprothetisch versorgten Probanden.

	Erstversorgung	Ohne	Gesund
Silikonprothese	n.s.	n.s.	p < 0,01
Erstversorgung		n.s.	p < 0,01
Ohne			p < 0,01

Abb. 3.12. Testergebnisse der Gehgeschwindigkeit

Die mittlere Schrittlänge der einzelnen Versorgungstypen und der gesunden Probandengruppe wird in Abbildung 3.13. wiedergeben.
Die statistische Überprüfung der Schrittlänge präsentiert Abbildung 3.14.. Die Schrittlänge der gesunden Probanden ist im Vergleich zu der Gruppe der Prothesenversorgten sowie den Ergebnissen ohne Prothese hoch signifikant größer. Es besteht kein Unterschied in der Schrittlänge beim Vergleich der Versorgungen untereinander.

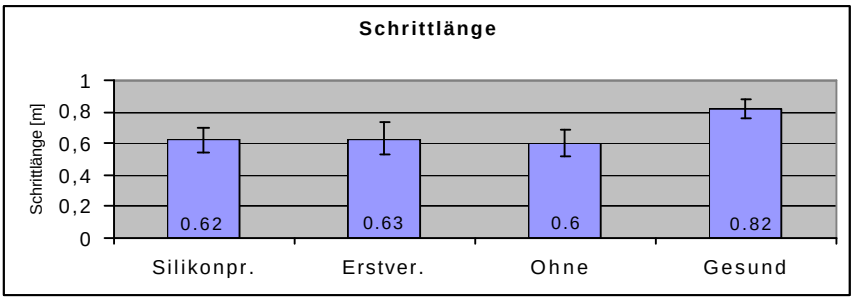


Abb. 3.13. Darstellung der mittleren Schrittlänge bei den einzelnen Versorgungen sowie einem gesunden Kollektiv

	Erstversorgung	Ohne	Gesund
Silikonprothese	n.s.	n.s.	$p < 0,01$
Erstversorgung		n.s.	$p < 0,01$
Ohne			$p < 0,01$

Abb. 3.14. Testergebnisse der Schrittlänge

3.6.2. Absolute OSG-Winkeldifferenzen der versorgten Seite

Die mittleren absoluten OSG-Winkeldifferenzen der prothesenversorgten Seite werden in Abbildung 3.15. für jeden Versorgungstyp dargestellt. Auch hier werden die Ergebnisse einer nicht fußamputierten Gruppe präsentiert.
Die erste Winkeldifferenz ($D_{OSG}1$) stellt die Teilbewegung zwischen dem Fersenkontakt und der maximalen Plantarflexion in der Stoßdämpfungsphase dar. Die Differenz zwischen der maximalen Plantarflexion in der Stoßdämpfungsphase und der maximalen Dorsalextension wird als zweite Winkeldifferenz ($D_{OSG}2$) bezeichnet. Die dritte Winkeldifferenz ($D_{OSG}3$) steht für die Bewegung aus der maximalen Dorsalextension in die maximale Plantarflexion während der Abstoßbewegung.

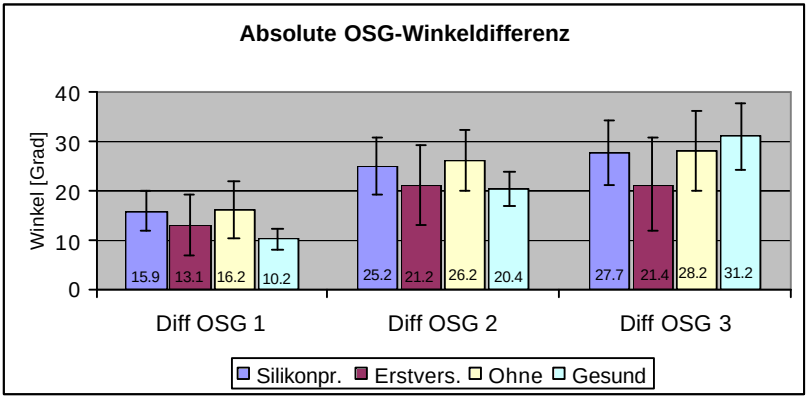


Abb. 3.15. Darstellung der mittleren absoluten OSG-Winkeldifferenzen der amputierten Seite bei den einzelnen Versorgungen und die einer gesunden Probandengruppe

In der Abbildung 3.16. bis 3.18. werden die Ergebnisse der statistischen Überprüfung bezüglich der OSG-Winkeldifferenzen wiedergegeben.

	Erstversorgung	Ohne	Gesund
Silikonprothese	n.s.	n.s.	$p < 0,01$
Erstversorgung		n.s.	$p < 0,05$[5]
Ohne			$p < 0,01$

Abb. 3.16. Testergebnisse der ersten absoluten OSG-Winkeldifferenz (OSG 1)

Der statistische Vergleich der ersten absoluten OSG-Winkeldifferenzen in Abbildung 3.16. zeigt einen hoch signifikanten Unterschied zwischen dem Ergebnis der gesunden Gruppe und den Ergebnissen zur Silikonprothese sowie den Werten ohne Versorgung. Die Werte zur Silikonprothese und der ohne Versorgung liegen über den Werten der gesunden Probanden.
Desweiteren sind die Werte der ersten absoluten OSG-Winkeldifferenzen für die Erstversorgung signifikant höher, als die der gesunden Probanden.
Beim Vergleich der Versorgung untereinander läßt sich kein signifikanter Unterschied erheben.

[5] signifikant

	Erstversorgung	Ohne	Gesund
Silikonprothese	n.s.	n.s.	$p < 0,01$
Erstversorgung		$p < 0,05$	n.s.
Ohne			$p < 0,01$

Abb. 3.17. Testergebnisse der zweiten absoluten OSG-Winkeldifferenz (OSG 2)

Die Betrachtung der zweiten absoluten OSG-Winkeldifferenz in Abbildung 3.17. zeigt einen hoch signifikanten Unterschied beim Vergleich der Silikonprothese mit dem gesunden Kollektiv. Hierbei sind die Werte der Silikonprothese größer als die der Gesunden. Es besteht kein signifikanter Unterschied beim Vergleich der Silikonprothese mit den anderen Versorgungen.
Die Werte der Erstversorgung sind im Vergleich zu den Werten ohne Versorgung signifikant niedriger. Es besteht aber kein statistischer Unterschied zwischen den Werten der Erstversorgung und den Werten der Gesunden.
Die zweite absolute OSG-Winkeldifferenz der gesunden Probanden ist hoch signifikant verringert im Vergleich zu den Werten der nichtprothetisch versorgten Probanden.

	Erstversorgung	Ohne	Gesund
Silikonprothese	$p < 0,01$	n.s.	$p < 0,05$
Erstversorgung		n.s.	$p < 0,01$
Ohne			n.s.

Abb. 3.18. Testergebnisse der dritten absoluten OSG-Winkeldifferenz (OSG 3)

Die statistische Überprüfung der dritten absoluten OSG-Winkeldifferenz zeigt in der Abbildung 3.18., daß die Werte der Silikonprothese hoch signifikant erhöht sind im Vergleich zu den Werten der Erstversorgung. Er besteht kein Unterschied zu den Ergebnissen der ohne Versorgung. Die dritte absolute OSG-Winkeldifferenz der gesunden Gruppe ist signifikant höher als die der Silikonprothesen versorgten Gruppe. Ferner sind die Werte der gesunden Gruppe hoch signifikant größer im Vergleich zu den Werten der Erstversorgung. Sonst bestehen keine statistischen Unterschiede der Gruppen zueinander.

3.6.3. Differenzergebnisse der OSG-Winkeldifferenzen

In der Abbildung 3.19. wird für jeden Versorgungstyp die Differenz zwischen den Mittelwerten der gesunden und der prothesenversorgten Seite aller Probanden für die drei berechneten OSG-Winkeldifferenzen dargestellt. Die Differenzwerte werden in Grad angeben.

	$D_{OSG}1$	$D_{OSG}2$	$D_{OSG}3$
Silikonproth. [Grad]	-8,2	-8,1	3,2
Erstvers. [Grad]	-5,6	-4,0	8,2
Ohne [Grad]	-8,6	-8,0	2,8

Abb. 3.19. Differenzergebnisse der OSG-Winkeldifferenzen zwischen gesunder und prothesenversorgter Seite

Die Abbildungen 3.20. bis 3.22. präsentieren die statistischen Ergebnisse in Bezug auf den Vergleich der oben angegebenen Differenzen. Dabei wird nur die Silikonprothese mit der Erstversorgung und die Ergebnisse des Untersuchungsganges ohne prothetische Versorgung verglichen. Desweiteren werden noch die Differenzen der Erstversorgung mit denen des Meßdurchganges ohne Versorgung statistisch überprüft.

	Erstversorgung	Ohne
Silikonprothese	n.s.	n.s.
Erstversorgung		n.s.

Abb. 3.20. Testergebnisse der ersten OSG-Winkeldifferenz

Bei der Betrachtung der ersten OSG-Winkeldifferenz zeigen alle Versorgungen, damit ist auch der Meßdurchgang ohne prothetische Versorgung gemeint, eine negative Differenz.

Dies bedeutet, daß im Mittel die erste OSG-Winkeldifferenz der amputierten Seite größer ist, als die der gesunden Seite.
In Bezug auf den statistischen Unterschied zwischen den einzelnen Versorgungen besteht keine Signifikanz (Abb.3.20.).

	Erstversorgung	Ohne
Silikonprothese	$p < 0,05$	n.s.
Erstversorgung		n.s.

Abb. 3.21. Testergebnisse der zweiten OSG-Winkeldifferenz

Auch bei der zweiten OSG-Winkeldifferenz sind die Differenzen der Versorgungen größer als die der gesunden Seite. Hier zeigt sich aber eine deutlich geringere Differenz bei dem Meßdurchgang der Erstversorgung, d.h. dieser Wert liegt näher bei der OSG-Winkeldifferenz der gesunden Seite.
Beim Vergleich der Silikonprothese mit der Vorversorgung zeigt sich ein signifikanter Unterschied. Sonst besteht zwischen den Differenzen der Versorgungen kein signifikanter Unterschied (Abb.3.21.).

	Erstversorgung	Ohne
Silikonprothese	$p < 0,05$	n.s.
Erstversorgung		n.s.

Abb. 3.22. Testergebnisse der dritten OSG-Winkeldifferenz

Die dritten OSG-Winkeldifferenzen haben positive Werte. Folglich sind die OSG-Winkeldifferenzen der gesunden Seite größer als auf der amputierten Seite. Dabei zeigt die Erstversorgung mit Abstand die größte Differenz. Somit ist bei dieser Versorgung im Mittel die dritte OSG-Winkeldifferenz viel kleiner als auf der gesunden Seite.
Es besteht ein signifikanter Unterschied im Vergleich der Silikonprothese mit der Erstversorgung. Sonst ist kein statistischer Unterschied zwischen den Versorgungstypen bei der dritten OSG-Winkeldifferenz zu erheben (Abb.3.22.).

3.6.4. Flexion-Extension-Defizit des Kniegelenkes

Die Abbildung 3.23 gibt die Flexion-Extension-Defizite des Kniewinkels aller Versorgungen wieder. Auch hier sind die Differenzwerte in Grad angegeben. In der Abbildung 3.24. wird die statistische Überprüfung des Flexion-Extension-Defizites präsentiert.

	FED
Silikonproth. [Grad]	0,6
Erstvers. [Grad]	1,1
Ohne [Grad]	1,6

Abb. 3.23. Flexion-Extension-Defizit (FED) des Kniegelenkes

	Erstversorgung	Ohne
Silikonprothese	n.s.	n.s.
Erstversorgung		n.s.

Abb. 3.24. Testergebnisse des Flexion-Extension-Defizites

Wie man den Abbildungen 3.23. und 3.24. entnehmen kann, besteht bei allen Versorgungen ein sehr geringes Flexion-Extension-Defizit im Kniegelenk. Es läßt sich kein signifikanter Unterschied zwischen den FED-Werten der einzelnen Versorgungen erheben.

3.6.5. Differenzergebnisse der AP-Kräfte

Die Abbildung 3.25. zeigt die Differenzen zwischen den Mittelwerten der gesunden und der prothesenversorgten Seite bezüglich des Minimums bzw. Maximums der AP-Kräfte bei allen Versorgungstypen. Die Differenzwerte werden in Prozent des Körpergewichtes dargestellt.
Die Minimumwerte zeigen bei den Meßdurchgängen sowohl für die gesunde als auch für die amputierte Seite bei allen Versorgungstypen im Mittel negative Werte. Die ermittelten Differenzwerte sind bei allen Versorgungen ebenfalls negativ, da die Minimumwerte der gesunden Seite im Mittel kleiner als die
Werte der amputierten Seite sind.
Die Differenzwerte des Maximums sind bei allen Versorgungstypen positiv, d.h. die Maximumwerte der gesunden Seite sind im Mittel größer als die der prothesenversorgten Seite.

	Minimum	Maximum
Silikonproth. [% BW]	-0,2	4,4
Erstvers. [%BW]	-2,7	3,0
Ohne [%BW]	-2,0	5,3

Abb. 3.25. Differenzergebnisse der Maximum- und Minimumwerte bei den AP-Kräfte zwischen gesunder und prothesenversorgter Seite

	Erstversorgung	Ohne
Silikonprothese	$p < 0,05$	$p < 0,01$
Erstversorgung		n.s.

Abb. 3.26. Testergebnisse des AP-Kraft Minimums

Die Betrachtung der Minimumdifferenzwerte zeigt einen signifikanten Unterschied beim Vergleich der Differenz der Silikonprothese mit der Erstversorgung. Desweiteren besteht ein hoch signifikanter Unterschied bei dem Vergleich der Differenzwerte der Silikonprothese mit den Werten ohne Versorgung. Die Differenzwerte der Silikonprotheseträger sind größer als die der Probanden mit der Erstversorgung bzw. der ohne Versorgung. Somit ist die Differenz zwischen der gesunden Seite und der Silikonprothesen versorgten Seite signifikant bzw. hochsignifikant geringer als bei den anderen Versorgungstypen.

Beim Vergleich der Probanden mit der Erstversorgung mit den Ergebnissen ohne Versorgung läßt sich kein signifikanter Unterschied erheben (Abb. 3.26.).

	Erstversorgung	Ohne
Silikonprothese	n.s.	n.s.
Erstversorgung		$p < 0,01$

Abb. 3.27. Testergebnisse des AP-Kraft Maximum

Die statistische Überprüfung des Maximums zeigt einen hoch signifikanten Unterschied im Vergleich mit den Ergebnissen der Erstversorgung zu den Ergebnissen ohne Versorgung. Dabei sind die Differenzwerte der Erstversorgung kleiner als die der ohne Versorgung.
Es besteht kein signifikanter Unterschied beim Vergleich der Silikonprothese mit den übrigen Versorgungen (Abb. 3.27.).

3.6.6. Differenzergebnisse der Vertikalen Kräfte

In der Abbildung 3.28. werden die Differenzwerte für das erste und zweite Maximum sowie für das Minimum der vertikalen Kräfte wiedergegeben. Auch hier werden die Differenzwerte in Prozent des Körpergewichtes abgebildet.

	1. Maximum	Minimum	2. Maximum
Silikonproth. [% BW]	13,6	-0,1	10,9
Erstvers. [% BW]	13,7	1,8	10,3
Ohne [% BW]	16,3	-0,6	11,8

Abb. 3.28. Differenzergebnisse der Maximum- und Minimumwerte bei den vertikalen Kräften zwischen gesunder und prothesenversorgter Seite

	Erstversorgung	Ohne
Silikonprothese	n.s.	$p < 0,05$
Erstversorgung		$p < 0,05$

Abb. 3.29. Testergebnisse des ersten vertikal Kraftmaximums

Die statistische Überprüfung des ersten Maximums zeigt einen signifikanten Unterschied im Vergleich der Silikonprothesenversorgung mit den Ergebnissen ohne Versorgung. Der gleiche Unterschied wird auch beim Vergleich der Erstversorgung mit den Werten ohne Versorgung deutlich (Abb. 3.29.). D.h. die Differenzwerte der Silikonprothesen und der Erstversorgung sind signifikant kleiner als die Ergebnisse der ohne Versorgung.
Es besteht kein signifikanter Unterschied beim Vergleich der Silikonprothese mit der Erstversorgung.

	Erstversorgung	Ohne
Silikonprothese	n.s.	n.s.
Erstversorgung		p < 0,01

Abb. 3.30. Testergebnisse des vertikalen Kraftminimums

Die Abbildung 3.30. zeigt, daß es keine signifikanten Unterschiede beim Vergleich des Kraftminimums zwischen der Silikonprothese und den restlichen Versorgungen gibt.
Es besteht aber ein hoch signifikanter Unterschied zwischen den Minimumwerten der Erstversorgung und den Werten der ohne Versorgung. Dabei ist die Differenz zwischen den Mittelwerten der gesunden und der versorgten Seite bei der Erstversorgung größer als bei der ohne Versorgung. D.h. beim Meßdurchgang ohne Versorgung liegen die Minimumwerte der Amputationsseite näher an den Minimumwerten der gesunden Seite, als beim Meßdurchgang der Erstversorgung.

	Erstversorgung	Ohne
Silikonprothese	n.s.	n.s.
Erstversorgung		n.s.

Abb. 3.31. Testergebnisse des zweiten vertikalen Kraftmaximums

Die Ergebnisse der statistischen Überprüfung der Differenzwerte in Bezug auf das zweite Maximum werden in Abbildung 3.31. präsentiert. Hier zeigt sich kein signifikanter Unterschied zwischen den einzelnen Versorgungen.

3.6.7. Absolute OSG-Drehmomentergebnisse der versorgten Seite

In der Abbildung 3.32. werden die mittleren absoluten Minimum- und Maximumwerte der OSG-Drehmomente für jeden Versorgungstyp dargestellt.
Dabei wird die vorfußamputierte Gruppe sowie die Gruppe nicht amputierter gesunder Probanden betrachtet.

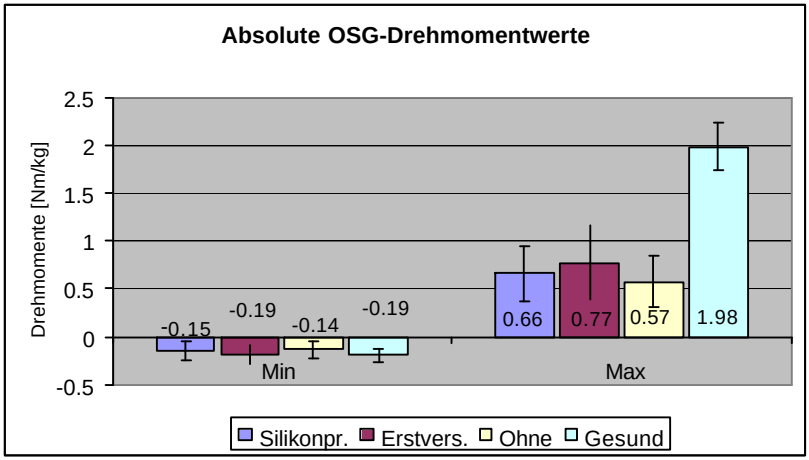


Abb. 3.32. Darstellung der mittleren absoluten Minimum- und Maximumwerte der amputierten Seite bei den einzelnen Versorgungen und die einer gesunden Probandengruppe für die OSG-Drehmomente

In der Abbildung 3.33. und 3.34. werden die Ergebnisse der statistischen Überprüfung bezüglich des Minimums bzw. Maximums wiedergegeben.

	Erstversorgung	Ohne	Gesund
Silikonprothese	$p < 0,01$	$p < 0,05$	n.s.
Erstversorgung		$p < 0,01$	n.s.
Ohne			n.s.

Abb. 3.33. Testergebnisse des absoluten Minimums der Sprunggelenk-drehmomente

Die Abbildung 3.33. gibt die Ergebnisse der statistischen Überprüfung des absoluten Minimums der Sprunggelenkdrehmomente wieder. Dabei zeigen sich signifikante bzw. hoch signifikante Unterschiede beim Vergleich der Versorgungen untereinander. Es besteht kein signifikanter Unterschied beim Vergleich aller Versorgungen mit den Ergebnissen der gesunden Gruppe.

	Erstversorgung	Ohne	Gesund
Silikonprothese	n.s.	$p < 0,01$	$p < 0,01$
Erstversorgung		$p < 0,01$	$p < 0,01$
Ohne			$p < 0,01$

Abb. 3.34. Testergebnisse des absoluten Maximums der Sprunggelenk-drehmomente

Die absoluten Maximumwerte der gesunden Gruppe sind im Vergleich zu allen Versorgungen, einschließlich den Werten ohne Versorgung, hoch signifikant größer. Ferner besteht noch ein hoch signifikanter Unterschied im Vergleich der Silikonprothese sowie der Erstversorgung mit den Werten aus dem Kollektiv ohne Versorgung. Hier sind die absoluten Maximumwerte der Silikonprothese bzw. Erstversorgung größer als die Werte aus dem Kollektiv ohne Versorgung. Es besteht kein Unterschied zwischen der Silikonprothese und der Erstversorgung (Abb.3.34.).

3.6.8. Differenzergebnisse der Drehmomente des oberen Sprunggelenkes

Die Abbildung 3.35. zeigt die Differenzen zwischen den Mittelwerten der gesunden und der prothesenversorgten Seite bezüglich des Minimums bzw. Maximums der Drehmomente des Sprunggelenkes bei allen Versorgungstypen. Die dargestellten Werte werden in Newtonmeter je Kilogramm angegeben, da die bestimmten Drehmomente auf das Probandengewicht normiert wurden.

	Minimum	Maximum
Silikonproth. [Nm/kg]	-0,06	0,93
Erstvers. [Nm/kg]	-0,02	0,82
Ohne [Nm/Kg]	-0,06	1

Abb. 3.35. Differenzergebnisse der Minimum- und Maximumwerte bei den Drehmomenten des Sprunggelenkes zwischen gesunder und prothesenversorgter Seite

Die Differenzwerte des Minimums sind negativ, da die Minimumwerte sowohl für die gesunde als auch für die amputierte Seite bei allen Versorgungstypen im Mittel negative Werte zeigen. Hierbei sind die Minima der gesunden Seite im Mittel kleiner als die der amputierten Seite.
Die positiven Differenzwerte beim Maximum zeigen, daß die Maximumwerte der gesunden Seite größer sind als die der versorgten Seite.

	Erstversorgung	Ohne
Silikonprothese	$p < 0,01$	n.s.
Erstversorgung		n.s.

Abb. 3.36. Testergebnisse des Minimums der Sprunggelenkdrehmomente

Bei der Überprüfung der Minimumdifferenzwerte läßt sich nur beim Vergleich der Silikonprothese mit der Erstversorgung ein

hoch signifikanter Unterschied erheben. Dabei sind die Werte der Silikonprothese kleiner als die der Erstversorgung.
Die übrigen Vergleiche zeigen keine signifikanten Unterschiede (Abb. 3.36.).

	Erstversorgung	Ohne
Silikonprothese	n.s.	$p < 0,05$
Erstversorgung		$p < 0,01$

Abb. 3.37. Testergebnisse des Maximums der Sprunggelenkdrehmomente

Die Maximalwerte der Silikonprothesenversorgung sowie die der Erstversorgung sind kleiner als der Wert ohne Versorgung. Hierbei zeigt die statistische Überprüfung einen signifikanten Unterschied im Vergleich der Silikonprothesenversorgung mit den Ergebnissen ohne Versorgung. Ferner besteht ein hochsignifikanter Unterschied beim Vergleich der Erstversorgung mit den Werten ohne Versorgung (Abb. 3.37.).
Beim Vergleich der Silikonprothese mit der Erstversorgung läßt sich kein signifikanter Unterschied feststellen.

3.6.9. Absolute Kniedrehmomentergebnisse der versorgten Seite

Die Abbildung 3.38. stellt die mittleren, absoluten Minimum- und Maximumwerte der Kniedrehmomente für jeden Versorgungstyp dar.

Hier wird auch, wie bei den absoluten OSG-Drehmomentergebnissen, nur der prothesenversorgte Fuß und ein gesundes Kollektiv betrachtet.

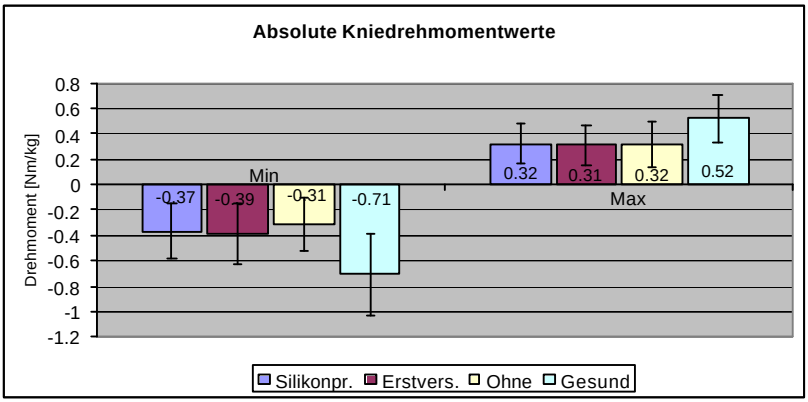


Abb. 3.38. Darstellung der mittleren, absoluten Minimum- und Maximumwerte der amputierten Seite bei den einzelnen Versorgungen und die einer gesunden Probandengruppe für die Kniedrehmomente

In der Abbildung 3.39. und 3.40. werden die Ergebnisse der statistischen Überprüfung bezüglich des Minimums bzw. Maximums wiedergegeben.

	Erstversorgung	Ohne	Gesund
Silikonprothese	n.s.	p < 0,01	p < 0,01
Erstversorgung		p < 0,05	p < 0,01
Ohne			p < 0,01

Abb. 3.39. Testergebnisse des absoluten Minimums der Kniegelenk-drehmomente

Das absolute Minimum der Kniedrehmomente ist in der gesunden Gruppe hoch signifikant "kleiner" im Vergleich zu den Werten von Silikonprothesen, Erstversorgung und ohne Versorgung. Desweiteren sind die Ergebnisse der Silikonprothese hoch signifikant kleiner als die Werte aus der Gruppe ohne Versorgung. Es besteht ein signifikanter Unterschied zwischen den Werten der Erstversorgung und den Werten der Gruppe der ohne Versorgung. Der Vergleich der Silikonprothese mit der Erstversorgung zeigt keinen Unterschied (Abb. 3.39.).

	Erstversorgung	Ohne	Gesund
Silikonprothese	n.s.	n.s.	p < 0,01
Erstversorgung		n.s.	p < 0,01
Ohne			p < 0,01

Abb. 3.40. Testergebnisse des absoluten Maximums der Kniedrehmomente

Bei der Betrachtung der statistischen Überprüfung des absoluten Maximums der Kniedrehmomente in Abbildung

3.40. zeigen sich keine Unterschiede im Vergleich der Versorgungen untereinander. Der mittlere absolute Maximumwert der gesunden Gruppe ist hoch signifikant größer im Vergleich zu den Werten der beiden Prothesenversorgungen. Ferner ist der mittlere absolute Maximumwert der gesunden Gruppe größer als Wert aus dem Kollektiv ohne Versorgung.

3.6.10. Differenzergebnisse der Drehmomente des Kniegelenkes

In der Abbildung 3.41. werden die Differenzen der Mittelwerte der gesunden und der prothesenversorgten Seite bezüglich des Minimums bzw. Maximums des Kniedrehmomentes dargestellt. Die Werte werden ebenfalls in Newtonmeter je Kilogramm präsentiert.
Bezüglich der negativen Differenzwerte des Minimums sowie der positiven Maximumwerte gilt das Gleiche wie bei den Drehmomenten des Sprunggelenkes.

	Minimum	Maximum
Silikonproth. [Nm/kg]	-0,24	0,1
Erstvers. [Nm/kg]	-0,23	0,11
Ohne [Nm/Kg]	-0,33	0,05

Abb. 3.41. Differenzergebnisse der Minimum- und Maximumwerte bei den Kniedrehmomenten zwischen gesunder und prothesenversorgter Seite

	Erstversorgung	Ohne
Silikonprothese	n.s.	$p < 0,01$
Erstversorgung		$p < 0,01$

Abb. 3.42. Testergebnisse des Minimums der Kniegelenkdrehmomente

Es zeigt sich, daß zwischen den Differenzwerten des Minimums ein hoch signifikanter Unterschied beim Vergleich der Silikonprothese mit dem Wert der ohne Versorgung besteht. Das Gleiche gilt auch beim Vergleich der Erstversorgung mit dem Minimumwert aus dem Kollektiv ohne Versorgung. Hierbei sind die Differenzwerte der Silikonprothese und der Erstversorgung "größer" als die Werte ohne Versorgung.
Der Vergleich der Silikonprothese mit der Erstversorgung ist nicht signifikant (Abb. 3.42.).

	Erstversorgung	Ohne
Silikonprothese.	n.s.	n.s.
Erstversorgung		n.s.

Abb. 3.43. Testergebnisse des Maximums der Kniedrehmomente

Die Abbildung 3.43. zeigt, daß es keine signifikanten Unterschiede beim Maximum in Bezug auf die Differenzwerte der Versorgungen untereinander gibt.

4. Diskussion

4.1. Probandenzahl

Bis heute gibt es in der Literatur nur wenige Arbeiten, die über Erfahrungen mit der Silikonvorfußprothese berichten. Zudem ist in diesen Arbeiten entweder die untersuchte Fallzahl deutlich kleiner (30,36) als in der vorliegenden Arbeit oder die Fallzahl wird nicht genannt (15).
Auch in der eigenen Arbeit fiel die Anzahl der untersuchten Probanden relativ klein aus. Grund für diese kleine Fallzahl ist vor allem die geringe Gesamtzahl der bisher in Deutschland mit der Silikonvorfußprothese versorgten Patienten. Ferner ergaben sich bei der Probandenauswahl trotz intensiver Bemühungen erhebliche Schwierigkeiten. Die Probanden wurden deutschlandweit über die vor Ort befindlichen Orthopädietechniker kontaktiert. Dabei zeigten sich die Orthopädietechniker wenig kooperativ. 66 % der Anfragen wurden von den Orthopädietechnikern überhaupt nicht beantwortet. Weiterhin bestand bei 18,5 % der Anfragen kein Interesse an den Untersuchungen. Bei den verbleibenden Orthopädietechnikern erfüllten letztendlich nur die 29 untersuchten Probanden nicht die definierten Außschlußkriterien.

4.2. Subjektive Prothesenbeurteilung

Die Betrachtung der subjektiven Beurteilung der Silikonprothese zeigt im Mittel bezüglich Zufriedenheit, Kosmetik, Tragekomfort und Pflege gute bis befriedigende Einschätzungen der Silikonvorfußprothese.

Der Punkt Zufriedenheit wird von über 59 % der Probanden mindestens mit der Note gut beurteilt. Nur zwei Probanden bewerteten den Punkt Zufriedenheit mit ausreichend. Einer dieser Probanden berichtet über bestehende Belastungsschmerzen. Der Zweite findet die Versorgung nur ausreichend, da er seiner sportlichen Aktivität (Motorradfahren) nur schlecht nachgehen kann.
Die Kosmetik der Silikonvorfußprothese wird von über 83 % der Probanden als gut bewertet. Der Rest der Untersuchten vergibt die Note befriedigend. Die Pflege der Silikonprothese wird von allen Probanden als mindestens gut beurteilt.
26 Probanden bewerten den Tragekomfort der Silikonprothese als mindestens befriedigend. Nur zwei der Probanden beurteilen den Tagekomfort als mangelhaft, einer als ausreichend. Als Begründung der Note mangelhaft wird einmal eine schlecht sitzende Silikonprothese angeben. Ferner kann ein Proband seine sportlichen Aktivitäten (Motorradfahren) nicht mit der Silikonprothese durchführen. Die ausreichende Beurteilung des Tragekomforts begründet sich in neu aufgetretenen Druckstellen.

Eine ähnlich gute Beurteilung der Silikonfußprothese von Seiten der Versorgten findet man bei H. Buckner (15). Dabei wird ein Maximum von zehn Punkten von 64 % der Befragten für die Funktion vergeben. Weiter erfolgte die Vergabe der vollen Punktzahl von 86,5 % der Befragten für die Kosmetik, 60,5 % für die Paßform, 82 % für die Haltbarkeit und 64 % für den Komfort. Hierbei ist aber anzumerken, daß es keine Information über die Anzahl der befragten Patienten gibt.
J. Kulkarni et al. (36) berichten über 14 Patienten, die mit einer Silikonprothese versorgt wurden. Auch hier sind die Probanden zufrieden bis hoch zufrieden mit der Versorgung.

Bei unserer Untersuchung geben 18 Probanden an, die Silikonvorfußprothese ständig zu tragen. Bei der Untersuchung von J. Kulkarni et al. (36) wird die Versorgung von allen Patienten länger als acht Stunden getragen.

In der vergleichenden Beurteilung der Silikonprothese zur Vorversorgung stellt sich eine Favorisierung der Silikonprothese dar. Im Punkt Zufriedenheit wird die Silikonprothese von 79 % der Probanden als besser beurteilt. Bei der Kosmetik favorisieren 82 % der Untersuchten die Silikonprothese im Vergleich zur Vorversorgung. Ferner wird der Tragekomfort und die Pflege der Silikonvorfußprothese von 72 % bzw. 65 % der Probanden als besser bewertet.

Abschließend kann man sagen, daß die Silikonvorfußprothese bei der subjektiven Beurteilung von den Probanden deutlich favorisiert wird. Der positive Eindruck bei den mit Silikonprothesen versorgten Patienten wird ebenfalls von H. Buckner (15) und J. Kulkarni et al. (36) wiedergegeben.

4.3. Zeit-Distanz-Parameter

Es zeigt sich, daß die Gehgeschwindigkeit sowie die Schrittlänge einer gesunden, nicht vor- oder mittelfußamputierten Gruppe, hoch signifikant größer ist als die der vor- oder mittelfußamputierten Gruppe und die der prothesenversorgten Gruppe.

G. Hirsch et al. (30) beschreiben in ihrer Untersuchung von sieben Vorfußamputierten, die mit einer Chopart Prothese und einer semirigiden Fußorthese versorgt waren, eine ähnliche

Beobachtung. In ihrer Untersuchung kam es zu einer Verlängerung der Standphase auf der amputierten Seite.

Bei der Betrachtung der Gehgeschwindigkeit zeigt sich, daß beim Gang mit der Silikonprothese in der Tendenz größere Gehgeschwindigkeiten erreicht werden als bei der Erstversorgung und der nicht versorgten Gruppe.
Die prothetische Versorgung von Vorfuß- und Mittelfußamputationen mit der Silikonprothese oder anderen diversen Versorgungstypen haben statistisch keinen Einfluß auf Gehgeschwindigkeit und Schrittlänge. Dies spiegelt sich darin wieder, daß es bezüglich der beiden oben genannten Punkte keinen signifikanten Unterschied zwischen den Werten der nicht versorgten Gruppe und den Werten der Silikonprothesen bzw. der Erstversorgung gibt.

Die Ursache der geringeren Schrittlänge bei den amputierten Probanden kann in dem verkürzten Vorfußhebel liegen. Auf der amputierten Seite kann es auf Grund des nicht vorhandenen Vor- bzw. Mittelfußes zu einer Verkürzung der Standphase vor allem in der Abstoßphase kommen, da ein Abrollen über den Vorfuß nicht möglich ist. Die Darstellung der absoluten OSG-Winkeldifferenzen (Abb. 3.15.) kann die oben genannte Vermutung unterstützen. Bei der Betrachtung der dritten OSG-Winkeldifferenzen zeigt sich, daß die gesunde Gruppe die größte Winkeldifferenz aufweist. Dies ist unter anderem ein Zeichen dafür, daß der Knöchelablösewinkel bei den gesunden Probanden größer ist als in der prothesenversorgten Gruppe. Der größere Knöchelablösewinkel resultiert aus dem vorhandenen Vorfußhebel.
Murray et al. (44) und Öberg et al. (46,47) berichten, daß eine altersabhängige Minderung der Gehgeschwindigkeit besteht,

die erst ab dem 60. Lebensjahr signifikant erniedrigt ist. Da das Probandenkollektiv im Mittel fast 50 Jahre alt ist, kann man davon ausgehen, daß die verminderte Gehgeschwindigkeit nicht aufgrund des Alters resultiert sondern die Ursache in der Amputation und / oder in der Prothesenversorgung liegt.

4.4. Gelenkwinkel

Die Ergebnisse der absoluten OSG-Winkeldifferenz und die Differenzer-gebnisse des oberen Sprunggelenkes spiegeln fast den gleichen Sachverhalt wieder.

Die Differenzergebnisse der ersten OSG-Winkeldifferenz, sowie die Ergebnisse der ersten absoluten OSG-Winkeldifferenz zeigen, daß der mittlere Winkelunterschied zwischen dem ersten Maximum und dem Aufsetzwinkel auf der nicht amputierten Seite und bei der gesunden Probandengruppe kleiner ist als auf der amputierten Seite. Dabei spielt die Art der Prothesenversorgung oder Nichtversorgung keine Rolle.
Es besteht mindestens ein signifikanter Unterschied bei den Ergebnissen der ersten absoluten OSG-Winkeldifferenz zwischen den gesunden Probanden und den amputierten, versorgten Probanden (Abb. 3.16). Die Versorgungen untereinander zeigen keine signifikanten Unterschiede bei den absoluten OSG-Winkeldifferenzen bzw. den Differenzergebnissen zwischen gesunder und amputierter Seite.
Der oben beschriebene Sachverhalt zeigt, daß der amputierte Fuß in der Stoßdämpfungsphase stärker in die Plantarflexion fällt als die gesunde Seite. Dabei ist anzumerken, daß es

keinen signifikanten Unterschied bzgl. des Aufsetzwinkels zwischen den einzelnen Versorgungen und der gesunden Seite gibt.
Bei gesunden Füßen kommt es zu einer Einschränkung der Plantarflexion in der Stoßdämpfungsphase durch die exzentrisch kontrahierenden Muskeln tibialis anterior, extensor hallucis longus und digitorum longus. Diese aktive Einschränkung der Plantarflexion ist bei den vor- und mittelfußamputierten Probanden durch den Verlust der Ansätze der oben genannten Muskeln nicht, bzw. nur eingeschränkt möglich.

Die zweite OSG-Winkeldifferenz steht für die Differenz zwischen der maximalen Plantarflexion in der Stoßdämpfungsphase und der darauf folgenden maximalen Dorsalextension.
Bei der Betrachtung der absoluten Werte der zweiten OSG-Winkeldifferenz sind die Werte der Silikonprothesen-Gruppe und die der ohne Versorgung signifikant größer als die Werte der gesunden Probandengruppe. Es besteht kein signifikanter Unterschied zwischen der Erstversorgung und der gesunden Gruppe (Abb. 3.17).
Die Differenzergebnisse der zweiten OSG-Winkeldifferenz zeigen ein ähnliches Bild (Abb. 3.19). Unabhängig vom Versorgungstyp sind die Werte auf der amputierten Seite größer als auf der gesunden Seite. Dabei ist der Differenzbetrag zwischen der gesunden Seite und der mit der Erstversorgung ausgestatteten amputierten Seite am geringsten.
Die oben beschriebene Gegebenheit erklärt sich, bei fast identischen Minimumwerten, aus dem, unabhängig vom Versorgungstyp, größeren Knöchelmaximum auf der amputierten Seite im Vergleich zur gesunden Seite oder den

Werten der gesunden Probandengruppe. Dies hat zur Folge, daß die zweite absolute OSG-Winkeldifferenz und die Differenzergebnisse der zweiten OSG-Winkeldifferenz der amputierten Seite bei allen Versorgungen oder Nichtversorgungen größer ist als auf der gesunden Seite.
Die absoluten Werte und die Differenzwerte der zweiten OSG-Winkeldifferenz sind bei der Erstversorgung im Vergleich zu den Ergebnissen der Gruppe der Silikonprothesenträger und der Gruppe ohne Versorgung erniedrigt, teilweise sogar signifikant. Dies erklärt sich aus der Tatsache, daß die maximale Plantarflexion und folglich auch das Knöchelmaximum der Erstversorgung in der Stoßdämpfungsphase nicht so groß ausfällt, wie mit der Silikonprothese und ohne Versorgung. Folglich ist der Wert der zweiten OSG-Winkeldifferenz verringert. Die Einschränkung der Plantarflexion durch die Rigidität der Erstversorgung kann als Begründung des oben genannten Sachverhaltes dienen.

In der Abstoßphase wird die dritte OSG-Winkeldifferenz ermittelt, die für die Differenz zwischen Knöchelablösewinkel und maximaler Dorsalextension steht.
Bei den Differenzergebnissen und den absoluten Ergebnissen der dritten OSG-Winkeldifferenz zeigt sich, daß die nicht amputierte Seite, bzw. die gesunde Probandengruppe, größere OSG-Winkeldifferenzen haben (Abb.3.15., 3.19.). Die absoluten Werte der gesunden Gruppe sind im Vergleich zu den Ergebnissen der Erstversorgung und der Silikonprothese hoch signifikant bzw. signifikant erhöht (Abb. 3.18.). Die positiven Werte der Differenzergebnisse bei der dritten OSG-Winkeldifferenz kommen aufgrund der größeren Winkeldifferenz auf der nicht amputierten Seite zustande. Dabei besteht ein signifikanter Unterschied zwischen den

Werten der Erstversorgung und der Silikonprothese. Die Winkeldifferenz der mit Silikonprothesen versorgten Seite liegt näher an den Werten des gesunden Fußes als bei der Erstversorgung.
Die größeren OSG-Winkeldifferenzen bei der gesunden Probandengruppe und der gesunden Fußseite resultieren aus einem größeren Ablösewinkel, der sich aus einer stärkeren aktiven Plantarflexion ergibt. Die Ergebnisse der dritten absoluten OSG-Winkeldifferenz bei der Erstversorgung sind deutlich erniedrigt, da dieser Versorgungstyp im Mittel den kleinsten Ablösewinkel aufweist.
Es zeigt sich bezüglich der dritten OSG-Winkeldifferenz, daß beim Tragen von Prothesenversorgungen die dritte OSG-Winkeldifferenz (absolute und Differenzwerte) auf der amputierten Seite kleiner ausfällt. Dies fällt am stärksten bei der absoluten OSG-Winkeldifferenz und dem Differenzergebnis der Erstversorgung auf.
Diese Tatsache kann man der Rigidität der Erstversorgungen zuschreiben. Aufgrund dieser Rigidität kommt es zu einer Einschränkung der aktiven Plantarflexion während der Stoßbewegung und daraus resultierend zu einer Verminderung des Knöchelablösewinkels. Die Plantarflexion ist bei der Silikonprothese bei weitem nicht so deutlich eingeschränkt wie bei der Erstversorgung.
Mit Hilfe der Muskeln triceps surae, tibialis posterior, flexor digitorum longus und brevis sowie flexor hallucis longus und brevis wird die Plantarflexion in der Abstoßphase durchgeführt. Durch den Ansatzverlust der oben genannten Muskeln kommt es ebenfalls zu einer Einschränkung der Plantarflexion bzw. zu einem kleineren Ablösewinkel. Diese Tatsache wird zusätzlich durch die Rigidität der Prothesenversorgung und den verkürzten Vorfuß begünstigt.

Für die Ergebnisse der Gruppe ohne Versorgung gilt der gleich Sachverhalt, wobei hier nur eine Einschränkung der muskulären Aktivität durch den Verlust einzelner Muskelansätze besteht. Desweiteren liegt hier auch ein verkürzter Fußhebel vor.

Abschließend kann man sagen, daß unabhängig von der Prothesenversorgung der Ansatzverlust der Extensorenmuskeln den größten Einfluß auf die erste und zweite OSG-Winkeldifferenz hat. Die Art der Prothesenversorgung hat einen großen Einfluß auf die dritte OSG-Winkeldifferenz. Mit einer Silikonversorgung, sowie ohne Versorgung, sind die Differenzergebnisse der dritten OSG-Winkeldifferrenz deutlich, teilweise signifikant niedriger als bei der Erstversorgung.

Murray et al. (44) und Öberg et al. (46,47) berichten in ihren Untersuchungen mit gesunden Probanden, daß es durch Abnahme der Gehgeschwindigkeit zu einer Verringerung der einzelnen Winkeldifferenzen kommt. Somit sind die Einflüsse auf die erste und zweite Winkeldifferenz ausschließlich den Versorgungen zuzuordnen und nicht auf eine durch die Prothesenversorgung bedingte Verminderung der Gehgeschwindigkeit zurückzuführen.

Die Betrachtung des Flexion-Extension-Defizit (FED) des Kniegelenkes zeigt, daß es keinen signifikanten Einfuß der Amputation und der Prothesen-versorgungen auf den Kniewinkelverlauf der amputierten Seite gibt.

4.5. Bodenreaktionskräfte

Die Betrachtung der AP-Kräfte zeigt, daß die Silikonprothese in bezug auf das Minimum den deutlich geringsten Differenzwert zwischen der amputierten und der gesunden Seite aufweist. Er beträgt bei der Silikonprothese 0,2 % BW. D.h., bei der Silikonprothese liegt eine signifikant bessere Abbremskraft im Vergleich zu den anderen Versorgungen vor. Diese kann aufgrund der anatomischen Fersenbettung in der Silikonprothese entstehen. Dadurch bedingt kommt es wahrscheinlich in der Stoßdämpfungsphase zu einer besseren Lastverteilung unterhalb der Ferse.
Die Differenzwerte der Erstversorgung sowie der ohne Versorgung liegen bei 2,7 bzw. 2,0 % BW für das Minimum. Somit besteht ein deutlicher Unterschied bzgl. des Minimums zwischen der gesunden und der amputierten Seite.
Ähnliche Ergebnisse legen G. Hirsch et al. (30) bei ihrer Untersuchung von sieben Vorfußamputierten vor, die mit einer Chopart Prothese und einer semirigiden Fußorthese versorgt waren. Auch hier sind die Minimumwerte der gesunden Seite kleiner als die der prothesenversorgten Seite.

Bei der Betrachtung der Differenzergebnisse für das Maximum der AP-Kräfte zeigt die Erstversorgung den kleinsten Differenzwert. Der Maximumwert für die Silikonprothese ist nicht signifikant größer im Vergleich zur Erstversorgung Dagegen ist das Ergebnis der ohne Versorgung hochsignifikant größer (Abb 3.25., 3.27).
Dieser Unterschied läßt sich wahrscheinlich durch die Art der Erstversorgung erklären. Die meisten Vorversorgungen bestehen aus einer harten Sohle, die über das Amputationsniveau reichen. Somit besitzt der Proband bei den Erstversorgungen einen längeren und rigideren Vorfußhebel

im Vergleich zu den nicht versorgten Amputationen. Dadurch kann der Proband hoch signifikant größere Beschleunigungskräfte in der Abstoßphase im Vergleich zu der Gruppe ohne Versorgung entwickeln. Da zwischen Silikonprothese und Erstversorgung kein statistischer Unterschied besteht, kann davon ausgegangen werden, daß sich die Silikonprothese bei den Beschleunigungskräften ähnlich den Erstversorgungen verhält.
Alle Maximumwerte der versorgten Seite sind im Vergleich zur gesunden Seite kleiner. Eine Ursache kann in den fehlenden Vorfußhebeln liegen. Hier zeigt sich, daß die Silikonprothese und die Erstversorgungen diesen Hebel nicht vollständig ersetzen können. Ferner ist die Unterschenkelmuskulatur der amputierten Seite im Vergleich zur gesunden Seite hoch signifikant vermindert. Somit kann daraus eine verminderte Kraftentwicklung bei der Plantarflexion resultieren.
Auch hier präsentiert die Untersuchung von G. Hirsch et al. (30) die gleiche Tendenz. In dieser Studie liegen die Maximumwerte der prothesenversorgten Seite auch unter den der gesunden Seite.

Die Differenzwerte des ersten Maximums für die vertikalen Kräfte liegen für die Silikonprothese, sowie für die Erstversorgung signifikant niedriger als die Werte ohne Versorgung (Abb. 3.28). Folglich ist die Gewichtsübernahme auf das Standbein in der Fuß-Boden-Kontakt Phase mit der Silikonprothese sowie mit den Erstversorgungen signifikant besser möglich als ohne Prothese. D.h., mit der Silikonprothesenversorgung oder anderen Vorversorgungen läßt sich das Standbein in der Stoßdämpfungsphase stärker belasten.

Bezüglich der Differenzwerte des Minimums bestehen bei der Silikonprothese und bei den Nichtversorgten geringe Unterscheide zwischen der amputierten und der gesunden Seite. Die Erstversorgung weist einen größeren Differenzwert auf. Dieser Differenzwert ist im Vergleich zur Gruppe ohne Versorgung signifikant größer. Die Differenzwerte der Silikonprothese und der ohne Versorgung zeigen, daß sich beide in bezug auf das Minimum relativ physiologisch verhalten.
Es bestehen keine statistischen Unterschiede der Versorgungen zueinander bezüglich des zweiten Maximums. Dieses präsentiert die bodengerichtete Beschleunigung des Köperschwerpunktes während der Fersenablösung in der Abstoßphase. Bei allen Versorgungen wird in dieser Phase das fußamputierte Bein vermindert belastet. Vielleicht resultiert diese Tatsache ebenfalls aus dem nicht ausreichenden Vorfußhebel, der die Abstoßphase des fußamputierten Beines verkürzen könnte.

Die Untersuchung von G. Hirsch et al. (30) zeigt ein ähnliches Verhalten der Differenzwerte in bezug auf die Maxima, sowie das Minimum. Auch hier sind beide Maxima auf der amputierten Seite kleiner als auf der gesunden Seite. Dies gilt für die oben beschriebenen Versorgungen. Die Differenzwerte des Minimums sind ebenfalls sehr gering.
Abschließend ist zu bemerken, daß aufgrund der kleinen Gruppe (7 Probanden) in der Untersuchung von G. Hirsch et al. (30) keine statistische Überprüfung erfolgte.

4.6. Drehmoment

Das Drehmomentminimum des oberen Sprunggelenkes zeigt bei den absoluten Werten den größten Betrag in der Situation mit der Erstversorgung und in der gesunden Probandengruppe. Die absoluten Werte der Silikonprothesen-versorgten und der ohne Versorgung sind verringert, teilweise sogar hochsignifikant (Abb. 3.32., 3.33.). Ein ähnliches Bild spiegeln die Differenzergebnisse der Drehmomentminimumwerte des oberen Sprunggelenkes wieder. Dabei ist der Differenzbetrag der Erstversorgung hoch signifikant kleiner als die Differenzergebnisse der Silikonprothese. Zwischen den Werten der Erstversorgung und den Werten der ohne Versorgung besteht statistisch kein Unterschied. Somit liegt das Drehmomentminimum der Erstversorgung näher an dem Wert des gesunden Fußes als bei der Silikonvorfußprothese.
Als Erklärung dieser Werte kann bei gleichen Bodenreaktionskräften ein ähnliches Verhalten des natürlichen Hebels, sowie des mechanischen Hebels der Erstversorgung zur Gelenkdrehachse vermutet werden.

Die Betrachtung des absoluten Drehmomentmaximums des oberen Sprunggelenkes zeigt, im Vergleich zu den übrigen Versorgungen, einen hoch signifikanten größeren Wert in der gesunden Probandengruppe. Die absoluten Maximumwerte der Erstversorgung und der Silikonprothese sind im Vergleich zu dem Maximumwert der ohne Versorgung ebenfalls hoch signifikant größer (Abb. 3.32., 3.34). Das gleiche Bild zeigt sich beim Vergleich der Differenzergebnisse der Maximumwerte. Hier sind im Vergleich zu den Werten ohne Versorgung die Werte der Silikonprothese und der

Erstversorgung signifikant bzw. hoch signifikant kleiner (Abb. 3.37).
Es zeigt sich, daß durch die Prothesenversorgung des amputierten Fußes, unabhängig von der Prothesenart, den Probanden ein mechanischer Fußhebel zu Verfügung steht, der einen positiven Einfuß auf das Drehmomentmaximum des Sprunggelenkes nimmt. D.h. der Verlust des Vor- oder Mittelfußes wird bzgl. des Drehmomentes teilweise, aber nicht vollständig, durch eine Prothesenversorgung ersetzt. Mit Hilfe der Versorgungen werden jedoch signifikant bessere Werte als ohne Versorgung erzielt.

Die absoluten Minimumwerte der Kniegelenkdrehmomente sind bei der gesunden Probandengruppe hoch signifikant kleiner im Vergleich zu den Werten der Silikonprothesen-, der Erstversorgungsgruppe und der ohne Versorgung (Abb. 3.38., 3.39.). Beim Vergleich des absoluten Minimumwertes der Silikonprothese und der Erstversorgung mit dem absoluten Minimumwert aus der Gruppe ohne Versorgung zeigt sich, daß die Werte der Silikonprothese und der Erstversorgung hoch signifikant bzw. signifikant kleiner sind als die Werte der ohne Versorgung. Ähnlich verhält es sich beim Vergleich der Differenzergebnisse des Minimumwertes. Auch hier besteht ein hoch signifikanter Unterschied zwischen den Differenzergebnissen der ohne Versorgung zu den Ergebnissen der Silikonprothesen- und der Erstversorgungsgruppe (Abb. 3.41.).
Bei der Betrachtung der absoluten Minimumwerte und der Differenzergebnisse zeigt sich, daß durch Tragen einer Prothese am amputierten Fuß ein positiver Einfluß auf den Minimumwert des Kniegelenkdrehmomentes besteht. Der Minimumwert des prothesenversorgten Beines liegt näher an

den Minimumwerten der gesunden Seite bzw. der gesunden Probandengruppe als der Minimumwert in der Gruppe ohne Versorgung.

Auch bei der Betrachtung der absoluten Maximumwerte des Kniegelenkdrehmomentes zeigt sich ein hoch signifikanter Unterschied zwischen der gesunden Probandengruppe und den übrigen Versorgungen bzw. Nichtversorgungen (Abb. 3.38). Es bestehen keine Unterschiede bei der Betrachtung der Versorgungen untereinander. Dies bezieht sich sowohl auf die absoluten Maximumwerte (Abb. 3.40.) als auch auf die Differenzergebnisse (Abb. 3.43.).
Es zeigt sich, daß durch Tragen einer Silikonvorfußprothese der Maximumwert des Kniegelenkdrehmomentes im Vergleich zum Maximalwert ohne Versorgung statistisch nicht beeinflußt wird.

4.7. Material Silikon

Die von Lake und Supan (37) berichteten Hautprobleme in Form von Folliculitis, Kontaktdermatitis und Schmerzen beim Tragen von Silikonlinern bei Oberschenkel- und Unterschenkelamputierten wurden bei den untersuchten Probanden nicht festgestellt.
Ein Proband berichtet über starke Schweißbildung am Fuß in den Sommermonaten, die aber keine Hautprobleme hervorruft.
Bei gut sitzender Prothese kommt es aufgrund der hohen Gasdurchlässigkeit des Silikons zu einem Abtransport des Schweißes auf die Silikonprothesenaußenseite. Die oben beschriebenen Probleme können bei einer schlecht sitzenden Silikonprothese und den daraus resultierenden Hohlräumen

zwischen Haut und Silikonprotheseninnenfläche entstehen. Da Silikon eine geringe Durchlässigkeit für Flüssigkeiten hat, Baden und Schwimmen ist mit der Silikonprothese möglich, kann sich Schweiß in den Hohlräumen sammeln und eventuell zu Hautirritationen führen. Die im Schweiß befindliche Glukose wird im Beisein von Wasser klebrig und kann zu mechanischen Hautschäden führen. Desweiteren können die ebenfalls im Schweiß befindlichen Aminosäuren körpereigene Reaktionen hervorrufen.
Um diese Probleme auszuschließen, ist die genaue Anfertigung des Gipspositiv von großer Bedeutung.

Stock und Wolf (60) berichten Mitte der Neunziger Jahre über Kapselfibrosen bei Silikon-Brustimplantaten und damit verbundenen Kapselkontrakturen. Thomsen et al. (62), Frey et al. (26) und Peters et al. (50,51) fanden heraus, daß es zu unterschiedlich stark ausgeprägten Fremdkörperreaktionen auf Silikonelastomere, -gel oder -flüssigkeiten im menschlichen Gewebe kommen kann. Der Austritt der oben genannten Silikone aus dem Mammaimplantat kommt durch Einreißen der Implantathülle zustande, wobei das Silikongel auch intakte Implantathüllen durchdringen kann. Diese Fremdkörperreaktionen kann man als Ursache der Kapselkontrakturen betrachten.
Ähnliche Fremdkörperreaktionen sind von der Silikonvorfußprothese nicht zu erwarten, da aufgrund des hohen Vernetzungsgrades zwischen den Polymeren und der Molekülgröße eine Aufnahme durch die Haut unwahrscheinlich ist. Die große Bindungsenergie zwischen dem Silicium- und Sauerstoffatom, sowie der hohe Vernetzungsgrad machen eine Spaltung der Moleküle ebenfalls unwahrscheinlich.

Desweiteren zeigten sich bei den Silikonprothesen nur geringe Abnutzungserscheinungen in den Punkten Silikonabrieb, Paßform und Kosmetik. Im Vergleich zu den Erstversorgungen bestanden deutlich geringere Abnutzungserscheinungen. Aufgrund dieser geringeren Abnutzungs-erscheinungen und der damit verbundenen längeren Lebensdauer der Silikonprothese wird es wahrscheinlich im Laufe der Jahre zu einer Amortisation der höheren Anschaffungskosten kommen.

4.8. Kritik der Methode

Folgende Punkte sollten bei der Interpretation der Untersuchungsergebnisse berücksichtigt werden:

Trotz intensiver Bemühungen wurden nur 29 Probanden im Ganglabor untersucht. Daraus resultierend konnten keine ausreichend großen Untergruppen bezüglich der Erstversorgung und dem Amputationsniveau gebildet werden.
Aufgrund der Vielfalt der Erstversorgungen, Rahmenprothese bis Vorfuß-entlastungsschuh, darf man die Ergebnisse der Erstversorgung nicht einem Prothesentyp zuordnen.
Der gleiche Sachverhalt liegt bezüglich des Amputationsniveaus vor. Auch hier kann keine eindeutige Aussage im bezug auf eine Amputationslänge gemacht werden.
In Anbetracht dieser Tatsache sind weitergehende Untersuchungen in naher Zukunft erforderlich.

5. Zusammenfassung

Die Versorgungsvielfalt bei Amputationen im Bereich des Vor- und Mittelfußes wird seit Mitte der Neunziger Jahre durch die reine Silikonvorfußprothese bereichert.
Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wird die Silikonprothese durch 29 Prothesenträger in den Punkten Zufriedenheit, Kosmetik, Tragekomfort und Pflege subjektiv beurteilt. Zusätzlich wird die Funktionalität der Silikonvorfuß-prothese im Vergleich zur Vorversorgung und zur gesunden Seite bei 29 Probanden im Ganglabor untersucht. In einigen Punkten erfolgt auch ein Vergleich zu einem gesunden Kollektiv. Im Ganglabor werden die Zeit-Distanz-Parameter, die Bodenreaktionskräfte und der Verlauf der Gelenkwinkel des oberen Sprunggelenkes, sowie des Kniegelenkes beleuchtet. Ferner erfaßt man das Verhalten des Drehmomentes in den o.g. Gelenken.

Die subjektive Einschätzung der Silikonprothese durch die untersuchten Probanden zeigt eine gute bis befriedigende Beurteilung der Silikonprothese in den o.g. Punkten.
Die Untersuchungsergebnisse im Ganglabor zeigen, daß durch das Tragen der Silikonprothese sich die Gehgeschwindigkeit tendenziell, aber nicht signifikant an der eines gesunden Probanden annähert.
Bezogen auf den sagittalen OSG-Winkel hat die Silikonprothese in der Abstoßphase einen positiven Einfluß. Die Silikonprothesenwerte der dritten OSG-Winkeldifferenz liegen signifikant näher an den Werten des gesunden Fußes als die der Erstversorgung. In der Stoßdämpfungsphase und in der mittleren Standphase zeigt die Silikonprothese keine ausreichende Einschränkung der Plantarflexion wie sie auf

der gesunden Seite vorliegt. Das Tragen der Silikonprothese hat keinen Einfluß auf den sagitellen Kniewinkel.
Der Träger der Silikonprothese entwickelt bei den AP-Kräften eine signifikante bzw. hoch signifikante Abbremskraft im Vergleich zur Erstversorgung bzw. zur Situation ohne Prothese. Bei der Beschleunigungskraft besteht kein Unterschied zu den Werten der Erstversorgung. Bei der vertikalen Kraft kommt es aufgrund der Prothesenversorgung zu einer besseren Gewichtsübernahme auf das Standbein in der Fuß-Boden-Kontakt Phase. In der mittleren Standphase kommt es bei Silikonprothesenträger zu einem relativen guten physiologischen Verhalten im bezug auf das Minimum. Ein Einfluß auf das zweite Maximum durch die Silikonprothese läßt sich nicht eruieren.
Bezogen auf die Drehmomente hat die Silikonprothese einen signifikant positiven Einfluß auf das Maximum des OSG-Drehmomentes sowie auf den Minimumwert des Kniegelenkdrehmoments im Vergleich zur Situation ohne Prothese.
Zusammenfassend zeigt sich, daß die Silikonvorfußprothese im Ganglabor in einigen Punkten einen hohen Grad an Funktionalität besitzt.

6. Literatur

(1) Baumgartner R., Botta P.: Amputationen und Prothesenversorgung der unteren Extremität, 2 Auflage, Stuttgart, Enke-Verlag, 1995

(2) Baumgartner R., Stinus H.: Die orthopädietechnische Versorgung des Fußes, Stuttgart, Thieme-Verlag, 1995

(3) Baumgartner R.: Beinamputationen und Prothesenversorgung bei arteriellen Durchblutungsstörungen, Bücherei des Orthopäden, Band 11, Stuttgart, Enke-Verlag, 1973

(4) Baumgartner R.: Die orthopädietechnische Versorgung des Fußes Stuttgart, Thieme-Verlag, 1972

(5) Baumgartner R.: Mittel und Vorfußamputationen – Amputationsursachen und -techniken, OST, Band 6 (1985) 272-275

(6) Beck. R.: Prothesenversorgungen bei Vorfußamputationen- ein Erfahrungsbericht, Orthopäd. Technik. 8 (1991) 570-571

(7) Beckers D., Deckers J.: Ganganalyse und Gangschulung, Berlin, Springer-Verlag, 1998

(8) Bellmann D.: Ein neuer Vorfußprothesentyp, Med.-Orthop.-Tech. Band 1 (1985) 21-22

(9) Berchuk M, Andriacchi T.P., Bach B.R., Reider B.: Gait adaptions by patienten who have a deficient anterior cruciate ligament J. Bone and Joint Surgery, 72-A 6, (1990) 871-877

(10) Blumentritt S., Scherer H.W., Schmalz T.: Ganganalyse von Oberschenkelamputierten mit einem Kniegelenk mit Rotationshydraulik, Med. Orth. Tech., 118, (1998) 51-61

(11) Blumentritt S.: Ganganalyse als Basis neuer Entwicklungen, Orthop. Tech., 9, (1995) 757-761

(12) Bochmann D.: Prothetische Versorgung von Kinder, in Amputationschirurgie und Rehabilitation, Berlin, Springer-Verlag,1985

(13) Böhm: Fußverstümmlungen nach Kriegsverletzungen und orthopädisches Schuhwerk, Zeitschrift für Orthopädische Chirurgie, 45. Band (1924) 138-142

(14) Borchardt M. (Hrsg): Ersatzglieder und Arbeitshilfen für Kriegsgeschädigte und Unfallverletzte, Berlin , Springer-Verlag, 1919

(15) Buckner H.: 20 Jahre Erfahrungen mit Silikon-Prothesen, Med.-Orthop.-Tech. 115 (1995) 302-308

(16) Cohen-Sobel E., Caselli M., Rizzuto J.: Prothetic Management of a Chopart Amputation Variant, J Am Podiatric Med Ass, Vol 84, Number 10 (1994) 505-510

(17) Compere C.L., Thompson R.G.: Ampution and Modern Prostetics, Surg. Clin. N. Amer., No. 37 (1957) 103-118

(18) Condie D.N., Stills M.L.: Prostetic and Orthotic Management, in Atlas of Limb Prosthetics, 2 nd ed, St. Louis, Mosby Yearbook, 1992

(19) Dederich R.: Amputationen der Gliedmaßen, Stuttgart, Thieme-Verlag, 1987

(20) DeLuca P.A.: The Use of gait Anaysis and Dynamic Electromyogram in Assessment of the Child with Celebral Palsy. Sem Orthop, Vol 4, (1989) 256-276

(21) Domining H.: Die Kunststoffe und ihre Eigenschaften, 5 Auflage, Berlin, Springwe-Verlag, 1997

(22) Eckhard: Der Chopartstumpf und seine Prothese, Zeitschrift für Orthopädische Chirurgie, 45. Band (1924) 313-315

(23) Etnyre B., Chambers C.S., Scarborough N.H., Chain T.E.,: Preoperative and postoperative assessment of surgical intervention for equinus gait in children with cerebral palsy, J. Pediatr. Orthop., Vol 13 (1993) 24-31

(24) Fischer O.,: Der Gang des Menschen, Abh. der mathemat. physik. Klasse d. k. Saechs. Ges. d. Wiss., Ergebn. d. Physiol. Jahrg. II. Abt. II (1903) 585

(25) Fischer O.,: Methodik der speziellen Bewegungslehre, Tigerstedts Handb. d. Phys. Method. Bd. 2 (1911) 120

(26) Frey H.-P., Lemperle G., Exner K.: Silikonome und rheumatische Symptomatik- eine bekannte und fragliche Komplikation von Silikonimplantaten, Hanhchr. Mikrochr. Plastiche Chr., 24 (1992) 171-177

(27) Gocht H., Radike R., Schede F.(Hrsg.): Künstliche Glieder, Stuttgart, Enke-Verlag, 1920

(28) Gocht: Allg. wichtige Regeln für den Ersatz fehlender Gliedmaßen und besondere Richtlinien für den Aufbau künstlicher Beine und Füße, Zeitschrift für Orthopädische Chirurgie, 36. Band (1917) 215.225

(29) Grifka J.: Einlagen, Schuhzurichtungen, Orthopädische Schuhe, 3. Auflage, Stuttgart, Enke-Verlag, 1997

(30) Hirsch G., McBride M.E., Murray D.D., Sanderson D.J., Dukes I:, Menard M.R.: Chopart prosthesis and semirigid foot orthosis in traumatic forefoot amputation, Am. J. Phys. Med. Rehabil., 11 (1996) 283-291

(31) Imhoff A. , Rüttimann B.: Amputationen am Fuß - Ihre Ursachen und ihre leichtfüßigen Versorgungen, Med.-Orthop.-Techn. 1 (1987) 16-20

(32) Iottkowitz P.: Arbeit und Gesundheit, Heft 4, Berlin, Verlag des Reicharbeitsblattes, 1927

(33) Kay R.M., Dennis S., Rethlefsen S., Skaggs D.L., Tolo V.T.: Impact of postoperative gait analysis on orthopaedic care, Cl. Orth. and Rel. Research, 374, (2000) 259-264

(34) Kay R.M., Dennis S., Rethlefsen S., Skaggs D.L., Tolo V.T.: The effect of preoperative gait analysis on orthopaedic decision making, Cl. Orth. and Rel. Research, 372, (2000) 217-222

(35) Kopf A., Pawelka S., Kranzl A.: Klinische Ganganalyse - Methoden, Limitationen und Anwendungsmöglichkeiten, Acta med. Austriaca, Heft 1 (1998) 27-32

(36) Kulkarni J., Curran B., Ebdon-Parry M., Harrison D.: Total contact silicon partial foot prostheses for partial foot amputations. The foot, 5 (1995), 32-35

(37) Lake C., Supan T.J.: The incidence of dermatological problems in the silicone suspension sleever user, J. of Prosthetics and Orthotics, Vol. 9 (1997) 3, 97-106

(38) Lange L.R.: The Lange Silicone Partial Foot Prosthesis, J. Prosthet. Orth., Vol. 4, No 1(1991), 56-61

(39) Lange M.: Unfallorthopädie, Stuttgart, Enke-Verlag, 1949

(40) Lorenz M.: Der Einfluß von Schuhen auf den Gang von gesunden Erwachsenen, Magisterarbeit, Inst. f. Sportwiss., Georg-Augustus-Uni. Göttingen, 1999

(41) Marquardt E., Corell J.: Amputationen, Z. Orthop., 124 (1986) 422-425

(42) Marquardt W.: Spezielle Orthopädie untere Extremitäten, Stuttgart, Thieme Verlag, 1961

(43) Münzenberger K.J. (Hrsg): Orthopädisches Schuhwerk, Darnstadt, Steinkopf-Verlag, 1998

(44) Murray P., Drought B., Ross C., Kory M.: Walking pattern of normal men. Journal of Bone and Joint Surgery, 46 (1964) 2, 335-359

(45) Nietert M.: Das Kniegelenk der Menschen als biomechanisches Problem, Biomed. Tech. 22 (1977) 13-21

(46) Öberg T., Karszina A., Öberg K.: Basic gait parameters: Reference data for normal subjects, 10-79 years ols. Journal of Rehabilitation Research and Developement, 30 (1993) 2, 210-223

(47) Öberg T., Karszina A., Öberg K.: Joint angle parametersin gait: Reference data for normal subjects, 10-79 years ols. Journal of Rehabilitation Research and Developement, 31 (1993) 3, 199-213

(48) Otto Bock: Technische Information 1.1.1, Herstellung einer Probeprothese aus Pastasil (85H11) für eine Vorfußprothese aus Silikon

(49) Perry J.: Gait analysis, Thorofare, NJ; Slack, Jnc; 1992

(50) Peters W., Kamel M., Fornasier V.: Cartilaginous metaplasia in the capsule of a dacron-backed silicone gel breast prothesis, , Plastic Surg., Vol. 42 (1999) 1, 202-206

(51) Peters W., Pritzker K., Smith D., Fornasier V., Holmyard D., Lugowski S., Kamel M., Visram F.: Capsular Calcifikation Associated with Silicone breast implants: Incidence, determinants, and characterizazion, Plastic Surg., Vol. 41 (1998) 1, 348-360

(52) Pfau H., Engelke O., Thomsen W.(Hrsg): Lehrbuch für Bandagisten und Orthopädiemechaniker, Berlin, Otto Elsner Verlagsgesellschaft, 1942

(53) Rabl C.R.H. (Hrsg): Orthopädie des Fußes, Stuttgart, Enke-Verlag, 1975

(54) Reinherz R.: Protheses after Lower Extremity Amputations, in Foot Surgery, Vol 2, Williams & Wilkins 1992

(55) Rubin G.: Indications for variants of the partial foot prosthesis, Orthop. Review, Vol. 14 (1985) No 11, 49-56

(56) Schäfer M.: Gestaltungskriterien und Klassifizierung von Fußprothesen aus Silikon, Orth. Technik, 8 (2000) 697-703

(57) Schmalz T., Blumentritt S., Wagner R., Gokeler A.: Ganganalytische Verlaufsuntersuchung patellasehnenversorgter Rupturen des vorderen Kreuzbandes, Phys. Rehab. Kur. Med. 8, 1(1998) 1-8

(58) Schmalz T., Blumentritt S., Wagner R., Junge R.: Biomechanisch-ganganlytische Bewertung verschiedener Behandlungsmethoden nach Ruptur des vorderen Kreuzbandes, Sportverl. Sportschad., 12 (1998) 12-137

(59) Schmidt R., Meyer-Wölbert B., Röderer M., Becker H.P., Benesch S., Fels T., Gerngroß H.: Dynamische Ganganalyse, Unfallchir. 102 (1999) 110-114

(60) Stock W., Wolf K.: Die Kapselfibrose bei Silikonimplantaten, Langenbecks Archiv für Chirurgie, 369 (1986), 303-308

(61) Thomas S.S., Barnett J.: Walking through Gait Analysis, Orthop. Nursing, Vol. 13, No 6 (1994) 7-13

(62) Thomsen J.L., Christensen L., Nielsen M., Brandt B., Breiting V.B. Felby S., Nielsen E.: Histologic changes and silicone concentrations in human breat tissue surrounding silicone breat protheses, Plastic and Reconstructive Surgery, Vol. 85, (1990) 1, 38-41

(63) Ulman K.L., Gettings R.L.: Silicones for pharmaceutical and biomedical application, Seminar: Biomaterials - Technology and applications in pharmaceuticals and medical devices, Schweiz, Nov. 1998

(64) Winter D.A.: Biomechanics and motor control of human movement, 2nd ed., Toronto, John Wiley & Sons, 1990

(65) Zur Verth M.: Absetzung und Auslösung an den unteren Gliedmaßen und ihr Kunstersatz, Zentralblatt f. Chirurgie, Nr. 25 (1931),1581-1592

(66) Zur Verth M.: Absetzung und Kunstglieder, Zeitschrift für Orthopädische Chirurgie, 45 Band (1924), 216-229

7. Anhang

Abb. 7.1. Fragebogen

Messreihenfolge:	VorVers-ProbeP-definitivP-definitivPmit Sohle-ohnealles		Datum	
Person				
Name				
Vorname				
Anreise	Bahn	Karten selber	Karten von uns	
		wenn ja, Preis		
	Auto	wenn ja, Km		
	Konto	Bank	BLZ	
Geburtsdatum			Alter	
Größe			cm	
Gewicht			kg	
Beruf				
derzeitige Tätigkeit				
Freizeitaktivität				
Sport	ja/nein	Sportart		
Rente	ja/nein			
Versorgungsamt GdB (Merkzeichen G)			%	
BG MdE			%	
Benutzen von Verkehrsmittel	Auto-Zweirad-ÖPNV			
Änderung d.Freizeit-aktivität n.d. Amputation	mehr-gleich-weniger			
Amputation				
OP-Seite		OP-Dat.		
Indikation				

Niveau				
	Mittelfuß-Lisfranc-Bona-Jäger-Chopart			
post operative Komplikationen				
Wundheilung		normal-verzögert		
weitere Operationen				
Schmerzen		Ja/Nein		
Gehhilfe		Ja/Nein		
Belastung		Voll-/Teilbelast.		
Prothese				
Erstversorgung	Art		Datum	
Nachversorgung 1	Art		Datum	
Nachversorgung 2	Art		Datum	
Nachversorgung 3	Art		Datum	
Probeprothese aus Pastasil			Datum	
		von Silicon House-vom Kunden		
Art der Definitivprothese			Datum	
		ohne Zehen-1D10-individuell		
Techniker Techniker SH				
Beurteilung der Definitivprothese				
Grund der Umstellung				
Zufriedenheit		1-2-3-4-5-6		
Kosmetik		1-2-3-4-5-6		
Tragekomfort		1-2-3-4-5-6		
Pflege		1-2-3-4-5-6		
Tragezeit				
		ganzer Tag-halberTag-Stundenweise		
Gehstrecke		100m-500m-1km-5km		

Nutzen		ausschließlich-im Wechsel mit
Änderung d.Freizeitaktivität n.d. Definitivprotethese		(mehr/gleich/weniger)
Bemerkungen:		

Beurteilung zur Vorversorgung		
Zufriedenheit		besser-gleich-schlechter
Kosmetik		besser-gleich-schlechter
Tragekomfort		besser-gleich-schlechter
Pflege		besser-gleich-schlechter
Gehstrecke		100m-500m-1km-5km
Vergleich Ganganalyse		

Beurteilung der Definitivprothese mit Versteifung		
Tragekomfort		besser-gleich-schlechter

Klinische Untersuchung

Stumpfzustand

Schwiele	ja/nein	wenn ja, wo	
Rötungen	ja/nein	wenn ja, wo	
Blasen	ja/nein	wenn ja, wo	
Druckstellen	ja/nein	wenn ja, wo	
offene Wunde	ja/nein	wenn ja, wo	
Knochenvorsprung	ja/nein	wenn ja, wo	
Narbe außerhalb der Belastungszone	ja/nein	wenn ja, wo	
Spitzfuß	ja/nein		
Kontraktur	ja/nein		

Hüftgelenk

	rechts	links
Flexion-0-Extension		
Innenrot.-0-Außenrot.		

	Abduktion-0-Addukion.			
Kniegelenk		rechts	links	
	Flexion-0-Extension			
OSG		rechts	links	
	Dorsalflex.-0-Plantaext.			
	Pronation-0-Supinaton			
Rückfuß	Valgus-0-Varus			
Fußgewölbe				platt-norm-hohl

Umfang Wade	15 cm KGS			cm
Umfang Oberschenkel	20 cm KGS			cm
Beinachse				
Abstand Innenknöchel / Femurkondyle				cm
Beinlängendifferenz			cm	

Muskelkraft	rechts	links	
Oberschenkelstrecker			5 - normal 1 - Spur
Oberschenkelbeuger			4 - gut 0 - Null
Dorsalextensoren			3 - schwach
Plantarflekroren			2 - sehr schwach

Stumpfmaße		
Knöchelumfang		cm
Ferse-Fußrücken Umfang		cm
Horizontaler Stumpfumfang		cm
Breite unterhalb Knöchel		cm

Stumpflänge der Amputaton		cm
Fußlänge der Gegenseite		cm

Prothesenzustand					
Paßform am Patienten	.	Gut-geringe Diff.-große Diff			
Paßform auf dem Gips		Gut-geringe Diff.-große Diff			
Abrieb		wenn ja, wo			
	kein-gering-stark				
Beschädigung		wenn ja, wo			
	ja/nein				
Geruch		kein-schwach-stark			
Verfärbung		nein-gering-stark			

Fotos					
Stumpf	frontal	dorsal	lateral	medial	distal
Prothese	frontal	dorsal	lateral	medial	i. d. Schaft
Vorversorgung			lateral		von oben

Komentar

8. Lebenslauf

Persönliche Daten:

Name:	Dirk Laserich
Geburtstag und -ort:	27.01.1970 in Greven
Eltern:	Brunhilde Laserich geb. Nowacki (Hausfrau) Günter Laserich (Rentner ehem. Elektriker)
Familienstand:	ledig
Konfession:	römisch-katholisch

Schulbildung:

1976 – 1980	Grundschule Sprakel / Münster
1980 – 1986	Realschule Kinderhaus Münster
1986 – 1989	Gymnasium Kinderhaus Münster

Bundeswehr:

06.1989 – 08.1989	Grundausbildung zum Sanitätssoldat in Leer / Ostfriesland
09.1989 – 08.1990	Sanitätssoldat in Rheine / Westfalen

Studium:

10.1990 – 09.1992	Vorklinisches Studium an der Medizinischen Universität zu Lübeck
10.1992	Beginn des Klinischen Studiums an der Westfälischen Wilhelms Universität Münster
04.1993	Beginn des Studiums der Sportwissenschaften an der Westfälischen-Wilhelms Universität Münster
09.1996	Abschluß Grundstudium im Fach "Sportwissenschaft"
10.1996 - 10.1997	Praktisches Jahr in der Orthopädischen, Unfall-chirurgischen und Medizinischen Klinik der Städtischen Kliniken Dortmund
11.1997	Abschluß des Medizinstudiums mit der Gesamtnote "befriedigend"

Berufliche Tätigkeit:

04.1998 – 09.1999	Arzt im Praktikum in der Orthopädischen Klinik der Städtischen Klinken Dortmund Chefarzt Prof. Dr. med. Katthagen

04.2000 – 01.2002	Assistenzarzt in der Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie des Ev. Bethesda Krankenhauses in Essen Chefarzt Priv. Doz. Dr. med. Lies
02.2002 – lfd.	Assistenzarzt im St. Josef / Zentrum für Orthopädie und Rheumatologie in Wuppertal Chefarzt Prof. Dr. med. Goymann

9. Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei allen Personen bedanken, die durch ihren Rat und ihre Unterstützung oder ihre Teilnahme als Probanden entscheidend zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. B.-D. Katthagen - Direktor der Orthopädischen Klinik der Städtischen Klinken - für die wertvollen Anregungen und die intensive Betreuung im Verlauf meiner Arbeit.

Dank sagen möchte ich ebenfalls Herrn Dr. S. Blumentritt von der Firma Otto Bock für die Möglichkeit die vorliegende Arbeit im Ganglabor des Reha-Zentrums Göttingen, Herrman-Rein Straße 2a in 37075 Göttingen durchzuführen, sowie für die Beratung während der Ergebnisdiskussionen.

Dank aussprechen möchte ich Frau M. Rittmeyer von der Firma Otto Bock für die tatkräftige Unterstützung bei der Organisation der Probanden und für die Planung der Untersuchungstermine. Ferner bedanke ich mich bei Herrn A. Schmidt und Herrn A. Leidinger vom Silicon House für die fachlichen Informationen über die Silikonvorfußprothese und die Hilfe bei den Untersuchungstagen.

Desweiteren bedanke ich mich bei Herrn Dr. Th. Schmalz, dem Leiter des Ganglabores im Reha-Zentrum Göttingen für die intensive Betreuung während der Untersuchungstage, sowie für die unzähligen Ratschläge und Anregungen während meiner Auswertung.

An dieser Stelle danke ich auch Herrn N. Stockmann von der Bundesfachschule für Orthopädie-Technik in Dortmund für die Informationen aus seinem Hause.

Ferner möchte ich mich für die Korrekturlesungen meiner Freundin P. Fürle bedanken.

Zum Schluß sei das Sanitätshaus Emil Kraft in Dortmund erwähnt, das durch eine Silikonvorfußprothesen-Präsentation während eines Betriebbesuches die Idee zu der vorliegenden Arbeit gab.

Essen, im März 2003