

Aus der Orthopädischen Klinik und Poliklinik
der Ludwig-Maximilians-Universität München
Direktor: Prof. Dr. med. Dipl.-Ing. V. Jansson

Über die Endo-Exo-Femurprothese

Erarbeitung von Konzepten für die Qualitätssicherung knochengeführter Oberschenkelprothesen
durch ganganalytische Bestimmungen und Auswertung von Druckverläufen unter dem Fuß

Dissertationsschrift
Zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Dora-Lisa Juhnke

aus
Hildesheim

2010

**Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München**

Berichterstatter: Prof. Dr. med. habil. Dr. Ing. Wolfgang Plitz

Mitberichterstatter: Priv. Doz. Dr. Peter Biberthaler
Prof. Dr. Rainer Breul
Prof. Dr. Heinrich Fürst

Mitbetreuung durch den
promovierten Mitarbeiter: Dr. Ing. Heiko Tober

Dekan: Prof. Dr. med. Dr. h.c. Maximilian Reiser FACR, FRCR

Tag der mündlichen Prüfung: 04.03.2010

Für Eike Daniel

- toujours en vedette

Inhaltsverzeichnis

| | |
|--|----|
| 1. Einleitung..... | 6 |
| 2. Problemstellung..... | 7 |
| 3. Stand der Technik und Literatur..... | 10 |
| 3.1. Der menschliche Gang..... | 11 |
| 3.2. Die Ganganalyse | 14 |
| 3.2.1. Ganganalysen nach transfemorale Amputation..... | 16 |
| 3.3. Osseointegrierte Prothesen | 23 |
| 3.4. Studienergebnisse im Bereich Prothesendesign..... | 28 |
| 4. Material und Methoden..... | 30 |
| 4.1. Patientengut..... | 30 |
| 4.2. Methoden..... | 33 |
| 4.2.1. Das Fußdruckmesssystem der Firma medilogic..... | 33 |
| 4.2.2. Konzept..... | 35 |
| 4.2.2.1. Die Ganggeschwindigkeit..... | 37 |
| 4.2.2.2. Die Gangsicherheit..... | 38 |
| 4.2.2.2.1. Die relative Doppelschrittlänge..... | 39 |
| 4.2.2.2.2. Die Standphasendauer..... | 39 |
| 4.2.2.2.3. Die Dauer des Zweibeinstandes..... | 39 |
| 4.2.2.2.4. Die effektive Fußlänge..... | 39 |
| 4.2.2.2.5. Die Belastungsparameter..... | 40 |
| 4.2.2.3. Das unauffällige Gangbild..... | 41 |
| 4.2.2.4. Die Standardabweichung..... | 44 |
| 4.2.3. Messanordnung..... | 44 |
| 5. Ergebnisse..... | 47 |
| 5.1. PROBAND 1) betroffene Seite: links..... | 47 |
| 5.1.1. Messung: freies Gehen in der Ebene..... | 47 |
| 5.1.1.1. Die relative Geschwindigkeit..... | 47 |
| 5.1.1.2. Die Gangsicherheit..... | 48 |
| 5.1.1.3. Das Gangbild..... | 49 |
| 5.1.2. Messung: Gehen in der Ebene auf dem Laufband..... | 50 |
| 5.1.2.1. Die relative Geschwindigkeit..... | 50 |

| | |
|--|----|
| 5.1.2.2. Die Gangsicherheit..... | 51 |
| 5.1.2.3. Das Gangbild..... | 51 |
| 5.1.2.4. Die Standardabweichung..... | 52 |
| 5.1.3. Messung: Gehen auf dem Laufband mit 15% Steigung..... | 52 |
| 5.1.3.1. Die relative Geschwindigkeit..... | 52 |
| 5.1.3.2. Die Gangsicherheit..... | 53 |
| 5.1.3.3. Das Gangbild..... | 54 |
| 5.1.3.4. Die Standardabweichung..... | 54 |
| 5.2. PROBAND 2) betroffene Seite: rechts..... | 55 |
| 5.2.1. Die relative Geschwindigkeit..... | 55 |
| 5.2.2. Mittlerer Schritt | 55 |
| 5.2.3. Die Gangsicherheit..... | 56 |
| 5.2.4. Das Gangbild..... | 57 |
| 5.2.5. Die Standardabweichung..... | 58 |
| 5.3. PROBANDIN 3) betroffene Seite: links..... | 59 |
| 5.3.1. Die relative Geschwindigkeit..... | 59 |
| 5.3.2. Mittlerer Schritt..... | 59 |
| 5.3.3. Die Gangsicherheit..... | 60 |
| 5.3.4. Das Gangbild..... | 61 |
| 5.3.5. Die Standardabweichung..... | 62 |
| 5.4. PROBAND 4) betroffene Seite: links..... | 63 |
| 5.4.1. Die relative Geschwindigkeit..... | 63 |
| 5.4.2. Mittlerer Schritt..... | 63 |
| 5.4.3. Die Gangsicherheit..... | 64 |
| 5.4.4. Das Gangbild..... | 65 |
| 5.4.5. Die Standardabweichung..... | 66 |
| 5.5. PROBAND 5) betroffene Seite: links..... | 67 |
| 5.5.1. Die relative Geschwindigkeit | 67 |
| 5.5.2. Mittlerer Schritt..... | 67 |
| 5.5.3. Die Gangsicherheit..... | 68 |
| 5.5.4. Das Gangbild..... | 69 |
| 5.5.5. Die Standardabweichung..... | 70 |
| 5.6. PROBAND 6) betroffene Seite: rechts..... | 71 |
| 5.6.1. Die relative Geschwindigkeit..... | 71 |

| | |
|---|----|
| 5.6.2. Mittlerer Schritt..... | 71 |
| 5.6.3. Die Gangsicherheit..... | 72 |
| 5.6.4. Das Gangbild..... | 73 |
| 5.6.5. Die Standardabweichung..... | 74 |
| 6. Auswertung der Ergebnisse..... | 75 |
| 6.1. PROBAND 1) betroffene Seite: links..... | 77 |
| 6.1.1. Die relative Geschwindigkeit..... | 77 |
| 6.1.1.1. Gehen in der Ebene..... | 77 |
| 6.1.1.2. Gehen auf dem Laufband in der Ebene..... | 77 |
| 6.1.1.3. Gehen auf dem Laufband bei 15% Steigung..... | 77 |
| 6.1.2. Die Gangsicherheit..... | 78 |
| 6.1.2.1. Freies Gehen in der Ebene..... | 78 |
| 6.1.2.2. Gehen in der Ebene auf dem Laufband..... | 79 |
| 6.1.2.3. Gehen auf dem Laufband mit 15% Steigung..... | 79 |
| 6.1.3. Das Gangbild..... | 80 |
| 6.1.3.1. Freies Gehen in der Ebene..... | 80 |
| 6.1.3.2. Gehen in der Ebene auf dem Laufband..... | 81 |
| 6.1.3.3. Gehen auf dem Laufband mit 15% Steigung..... | 82 |
| 6.1.4. Die Standardabweichungen..... | 82 |
| 6.2. PROBAND 2) betroffene Seite: rechts..... | 83 |
| 6.2.1. Die relative Geschwindigkeit..... | 83 |
| 6.2.2. Die Gangsicherheit..... | 83 |
| 6.2.2.1. Freies Gehen in der Ebene..... | 83 |
| 6.2.2.2. Gehen auf dem Laufband mit Steigung..... | 84 |
| 6.2.2.3. Gehen auf dem Laufband mit Neigung..... | 84 |
| 6.2.3. Das Gangbild..... | 85 |
| 6.2.3.1. Freies Gehen in der Ebene..... | 85 |
| 6.2.3.2. Gehen auf dem Laufband mit Steigung..... | 85 |
| 6.2.3.3. Gehen auf dem Laufband mit Neigung..... | 85 |
| 6.3. PROBANDIN 3) betroffene Seite: links..... | 86 |
| 6.3.1. Die relative Geschwindigkeit..... | 86 |
| 6.3.2. Die Gangsicherheit..... | 86 |
| 6.3.2.1. Freies Gehen in der Ebene..... | 87 |
| 6.3.2.2. Gehen auf dem Laufband mit Steigung..... | 87 |

| | |
|---|----|
| 6.3.2.3. Gehen auf dem Laufband mit Neigung..... | 87 |
| 6.3.3. Das Gangbild..... | 88 |
| 6.3.3.1. Freies Gehen in der Ebene..... | 88 |
| 6.3.3.2. Gehen auf dem Laufband mit Steigung..... | 88 |
| 6.3.3.3. Gehen auf dem Laufband mit Neigung..... | 88 |
| 6.3.4. Die Standardabweichung..... | 89 |
| 6.4. PROBAND 4) betroffene Seite: links..... | 89 |
| 6.4.1. Die relative Geschwindigkeit..... | 89 |
| 6.4.2. Die Gangsicherheit..... | 90 |
| 6.4.2.1. Freies Gehen in der Ebene..... | 90 |
| 6.4.2.2. Gehen auf dem Laufband mit Steigung..... | 90 |
| 6.4.2.3. Gehen auf dem Laufband mit Neigung..... | 90 |
| 6.4.3. Das Gangbild..... | 91 |
| 6.4.3.1. Freies Gehen in der Ebene..... | 91 |
| 6.4.3.2. Gehen auf dem Laufband mit Steigung..... | 91 |
| 6.4.3.3. Gehen auf dem Laufband mit Neigung..... | 92 |
| 6.4.4. Die Standardabweichung..... | 92 |
| 6.5. PROBAND 5) betroffene Seite: links..... | 92 |
| 6.5.1. Die relative Geschwindigkeit..... | 92 |
| 6.5.2. Die Gangsicherheit..... | 93 |
| 6.5.2.1. Freies Gehen in der Ebene..... | 93 |
| 6.5.2.2. Gehen auf dem Laufband mit Steigung..... | 93 |
| 6.5.2.3. Gehen auf dem Laufband mit Neigung..... | 93 |
| 6.5.3. Das Gangbild..... | 94 |
| 6.5.3.1. Freies Gehen in der Ebene..... | 94 |
| 6.5.3.2. Gehen auf dem Laufband mit Steigung..... | 94 |
| 6.5.3.3. Gehen auf dem Laufband mit Neigung..... | 94 |
| 6.5.4. Die Standardabweichung..... | 95 |
| 6.6. PROBAND 6) betroffene Seite: rechts..... | 95 |
| 6.6.1. Die relative Geschwindigkeit..... | 95 |
| 6.6.2. Die Gangsicherheit..... | 95 |
| 6.6.2.1. Freies Gehen in der Ebene..... | 96 |
| 6.6.2.2. Gehen auf dem Laufband mit Steigung..... | 96 |
| 6.6.2.3. Gehen auf dem Laufband mit Neigung..... | 96 |

| | |
|--|-----|
| 6.6.3. Das Gangbild..... | 96 |
| 6.6.3.1. Freies Gehen in der Ebene..... | 97 |
| 6.6.3.2. Gehen auf dem Laufband mit Steigung..... | 97 |
| 6.6.3.3. Gehen auf dem Laufband mit Neigung..... | 97 |
| 6.6.4. Die Standardabweichung..... | 97 |
| 7. Diskussion..... | 98 |
| 7.1. Die komfortable Ganggeschwindigkeit..... | 101 |
| 7.1.1. Die komfortable Geschwindigkeit in Abhängigkeit von der Restfemurlänge..... | 101 |
| 7.1.2. Die komfortable Geschwindigkeit der ProbandInnen im Vergleich zu gangunauffälligen Personen | 103 |
| 7.1.3. Die komfortable Geschwindigkeit der ProbandInnen im Vergleich zu NutzerInnen konventioneller Schaftprothesen..... | 103 |
| 7.1.4. Die komfortable Geschwindigkeit der ProbandInnen im Vergleich zu körperlich beeinträchtigten Personen..... | 104 |
| 7.2. Die Gangsicherheit..... | 106 |
| 7.3. Das Gangbild..... | 109 |
| 7.3.1. Die Bahnen des Körperschwerpunktes | 109 |
| 7.3.2. Die temporären Gangparameter..... | 111 |
| 7.4. Die Standardabweichung..... | 112 |
| 7.5. Weitere Ergebnisse | 113 |
| 7.6. Überlegungen zu weiteren Auswertungen..... | 114 |
| 8. Zusammenfassung..... | 117 |
| 9. Ausblick..... | 119 |
| 10. Literaturverzeichnis..... | 121 |
| 11. Anhang..... | 128 |
| 11.1. Abbildungen..... | 128 |
| 11.2. PatientInnenfragebogen zur Entwicklung und Anwendung der Endo-Exo-Femurprothese | 151 |
| 11.3. Tabellenverzeichnis..... | 152 |
| 11.4. Abbildungsverzeichnis..... | 154 |

1. Einleitung

Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich mit der Ermittlung von geeigneten Parametern zur Qualitätsprüfung einer prothetischen Versorgung nach erfolgter Oberschenkelamputation. Die Güte der Behandlung bezieht sich dabei auf das resultierende Bewegungsmuster während des Gehens – ein Gesichtspunkt, der anlässlich des permanenten Fortschritts der entwickelten Prothesenteile immer weiter in den Fokus wissenschaftlicher Fragestellungen rückt.

Das von der Firma ESKA-Implants entwickelte System der Implantation eines intraossär verankerten und am distalen Oberschenkelstumpf percutan ausgeleiteten Prothesensystems zur Versorgung Oberschenkelamputierter PatientInnen stellt eine Alternative zu den konventionellen Schaftprothesensystemen dar. Um wissenschaftlich fundierte Aussagen über die Qualität dieser Versorgung hinsichtlich der o.g. lokomotiven Fähigkeiten erhalten zu können, werden in dieser Arbeit Strategien und Lösungsvorschläge eruiert und die Ergebnisse eines Messversuches beispielhaft dargestellt. Eine Literaturrecherche über Ganganalysen, ihren zugrunde liegenden Überlegungen und Anwendungsbereichen v.a. in Bezug auf die nach dem Verlust einer unteren Extremität erfolgte Therapie bildet dabei die Ausgangsebene nachfolgender Betrachtungen.

Das neuartige Versorgungsprinzip wird zukünftig einem Vergleich mit der gebräuchlicheren Schaftprothesenversorgung standhalten und auch deswegen ein begründetes Qualitätsmanagement aufweisen müssen. Nicht zuletzt ist für den Verbraucher dabei das zu erwartende Maß an Bewegungsfähigkeit ein entscheidendes Kriterium. Da es bei den unterschiedlichen Möglichkeiten zur Beurteilung des menschlichen Ganges aufgrund einer Vielzahl von messbaren Parametern schwer fällt, die geeignete Auswahl eines angemessenen Ganganalysesystems zu treffen, werden divergente Blickwinkel näher beleuchtet. Via eines Systems zur Fußdruckmessung haben außerdem sechs ProbandInnen eine Messreihe durchlaufen; die Ergebnisse werden u.a. unter dem Gesichtspunkt, ob sich das System für die Beurteilung der Güte eignet, dargestellt.

Die im Ausblick aufgeworfenen Fragestellungen für weitere Studien sollen helfen, eine Verbesserung der Versorgungsergebnisse durch geeignete Ganganalysen zu erreichen und damit zu einem Qualitätsmanagement in technisch-funktioneller und wirtschaftlicher Hinsicht beitragen.

2. Problemstellung

Der Verlust eines Beines zieht auch nach prothetischer Versorgung bei den PatientInnen immer eine Änderung ihres Bewegungsverhaltens nach sich. Eine im Anschluss an die Heilbehandlung erfolgte gute orthopädisch-technische Versorgung zeichnet sich neben dem Tragekomfort, den die Prothese mit sich bringen soll, auch durch das dem ursprünglichen soweit wie möglich ähnelnde Gangbild aus. Denn ein von der Norm abweichender Gang birgt gesundheitliche Probleme: die Standstabilität ist reduziert, beim Gehen kann oft kein sicheres Gefühl erlangt werden, wodurch das tatsächlich schon erhöhte Risiko des Stolperns und Fallens noch erhöht wird, und der Gang fordert einen höheren Energieaufwand, weshalb ein Erschöpfungszustand schneller eintritt.

Wesentlich für das Gangbild von ProthesenträgerInnen ist die stetige Weiterentwicklung der künstlichen Gelenkregionen von Knie und Fuß. Beide haben Auswirkungen auf Standstabilität und Schwungphase der Prothese. Die Versorgung transfemoral amputierter PatientInnen hat durch technische Errungenschaften wie dem C-Leg, welches zu den neusten Entwicklungen der Kniegelenksysteme gehört, immer mehr Fortschritte gemacht um einen ursprünglichen Bewegungsablauf im alltäglichen Leben trotz der Prothese gewährleisten zu können. Durch Schrittzklus-, Stand- und Schwungphasensteuerung mit Hilfe von entsprechenden Softwarevorgaben können sich die TrägerInnen oft unbeschwerter bewegen, als dies mit anderen Kniegelenken der Fall war. Neben diesen gelenkspezifischen Änderungen hat sich auch in Bezug auf die Versorgung des Reststumpfes ein neues System entwickelt.

Lange Zeit wurden PatientInnen nach einer transfemorale Amputation mit einem schaftgeführten Prothesensystem versorgt. Dieses System, bei dem der verbleibende Stumpf in ein Haltesystem gebettet, an welches die eigentliche Prothese mit Kniegelenk und Fuß angeschlossen wird, stellte die einzige Möglichkeit dar, um die Betroffenen wieder ausreichend mobil zu machen, damit sie sich ohne Hilfsmittel fortbewegen konnten (natürlich nur, solange ihr sonstiger Gesundheitszustand dies ebenfalls zuließ). Dabei gibt es unterschiedliche Formen der Stumpfbettung, die sich im Laufe der Zeit immer weiter entwickelten und neben einem erhöhten Tragekomfort auch zu einer besseren Weichteilführung der Prothesen beitrugen. Die Verschiedenheit der Schäfte ist u.a. durch unterschiedliche Arten der Befestigung am Reststumpf, variierende Passformen und mannigfaltige Materialien gekennzeichnet.

Trotz der Divergenz einzelner Schaftversorgungen bleiben allfällige Probleme jedoch meist bestehen. Zum einen sind dies die Hautirritationen durch Schwitzen und Druckbelastung im Bereich des Oberschenkelstumpfes bzw. des Tuber ossis ischii, zum anderen lässt die oft indifferente Weichteilführung solcher Oberschenkelschaftprothesen häufig ein sicheres Gehen nicht zu.

Die Implantation einer intramedullär liegenden und am distalen Oberschenkelstumpf percutan ausgeleiteten Femurprothese stellt ein neuartiges Verfahren zur Rehabilitation hierfür geeigneter Oberschenkelamputierter PatientInnen dar. Die sogenannte Endo – Exo – Versorgung soll dabei die beschriebenen Probleme der herkömmlichen Versorgung an der Grenzzone zwischen stumpfumfassender Schaftprothese und Weichteilmantel vermeiden helfen. In Deutschland steht ein von der Firma ESKA-Implants in Lübeck entwickeltes und 1999 erstmals angewendetes knochengeführtes Implantat zur Verfügung, welches eine direkte Kraftübertragung vom Femurknochen auf die Knie- und Unterschenkelprothese ermöglicht. Über die theoretischen Aspekte sowie die ersten praktischen Ergebnisse wurde von Staubach und Grundei [1], von Büll [2] und von Clausen [3] ausführlich berichtet.

Allerdings liegen bisher wenig Erkenntnisse darüber vor, in welchem Maße die direkte Knochenführung der Endo-Exo-Femurprothese das Gangbild der PatientInnen beeinflusst. Die angegebene Literatur beschreibt hierzu lediglich ein raumgreifendes, harmonisches Bewegungsmuster; die PatientInnen selbst schildern ein sicheres Gefühl beim Auftreten und haben in vielen Fällen beobachten können, dass sie mit Hilfe der knochenintegrierten Prothesen Rückmeldungen über die Bodenbeschaffenheiten erhalten. Aufbauend auf diesen Erkenntnissen befasst sich diese Arbeit eingehender mit dem Gangbild von PatientInnen mit einer Endo-Exo-Versorgung. Dafür hat eine Gruppe von mit dieser Prothese versorgten ProbandInnen an einer Ganganalyse teilgenommen, die objektive Aussagen über die Qualität der Versorgungsergebnisse zulässt. Die Parameter wurden zu diesem Zweck mit den Ergebnissen einer Gruppe von gangunauffälligen ProbandInnen verglichen.

Ziel der Arbeit ist die Entwicklung und das Aufzeigen von Möglichkeiten, wie wissenschaftlich belegte Daten über die Vor- und Nachteile der osseointegrierten Versorgungen anhand einer Ganganalyse erhalten werden können. Trotz der bisher kleinen Anzahl an PatientInnen mit knochengeführten Prothesen soll zudem anhand des Beispiels einer Druckmessung unter dem Fuß ein Trend beschrieben werden, der das Gangbild der nach diesem neuen Verfahren versorgten PatientInnen auszeichnet.

Neben den schon vielfach beschriebenen Vorteilen in Bezug auf die fehlende Schaftproblematik, den Tragekomfort und damit verbundenen Zufriedenheit und Mobilität der Behandelten, soll der Frage nachgegangen werden, ob durch die Knochenführung auch eine objektiv darstellbare Veränderung der Gehfähigkeit erreicht werden kann und wie dieser Veränderung quantifizierbar ist.

Vorab ist dabei festzuhalten, dass es sich bei den meisten PatientInnen, die sich für das Tragen einer Endo-Exo-Femurprothese anstelle einer Schaftprothese entscheiden, um relativ junge Menschen handelt. Dies liegt u.a. daran, dass in Deutschland ca. 90% aller Oberschenkelamputationen aufgrund von degenerativen Gefäßerkrankungen vorgenommen werden, diese Diagnose aber eine Kontraindikation für eine osseointegrierte Prothesenversorgung darstellt. Somit rekrutiert sich das Patientenprofil aus den 10% aller transfemoral amputierten Personen, die ein Bein aufgrund eines Traumas oder einer Tumorerkrankung verloren haben. Das vergleichbar geringe Alter dieser PatientInnen bedeutet aber auch, dass sie noch längere Zeit mobil sind und daher ihre Prothese oft länger und mehr beanspruchen wollen als das bei multimorbiden Personen der Fall ist. Der hohe Anspruch an Mobilität erfordert also einen ebenso hohen Anspruch an das zuverlässige Funktionieren der prothetischen Versorgung, die es zulassen muss, dass die TrägerInnen so wenig wie möglich über das Gehen nachdenken müssen und sich dabei sicher fühlen können. Da die Zahl der TrägerInnen einer Endo-Exo-Femurprothese zunimmt, sollen die hier erarbeiteten Befunde zu einem gesicherten Qualitätsmanagement beitragen.

3. Stand der Technik und Literatur

Das selbständige Gehen hat für den Menschen einen hohen Stellenwert und ist u.a. Grundlage für ein autonomes Leben, ohne auf fremde Hilfe angewiesen zu sein. Die Möglichkeit, sich ohne Stützen oder andere Hilfsmittel fortzubewegen sowie die Richtung eigenständig nach vorne und zurück bzw. nach seitwärts ändern zu können, erhöht die Effektivität des Gehens. Seine Funktionalität wird durch die Fähigkeit Treppen zu steigen bzw. Bürgersteige zu begehen oder z.B. Türen selbständig zu öffnen gesteigert.

Unterschiedliche Erkrankungen z.B. aus der Neurologie, der Orthopädie, der Geriatrie oder der Chirurgie können Auswirkungen auf den Gang eines Menschen haben. Oftmals muss das Gehen dann neu erlernt und möglichst derart verinnerlicht werden, dass die/der PatientIn während des Bewegungsvorganges wichtige Ereignisse in der Umgebung, wie z.B. den Verkehr, wahrnehmen oder sich auf ihre/seine eigenen Handlungen konzentrieren kann. Dabei ist die Sicherheit des Gehens gewährleistet, wenn die/der PatientIn selbst in der Lage ist, ihre/seine Balance wieder zu gewinnen, falls sie durch das Gehen oder durch äußere Umstände gestört wird.

Die Amputation eines Beines hat selbstverständlich grossen Einfluss auf die lokomotiven Fähigkeiten der/des Betroffenen. Mit Hilfe prothetischer Versorgung wird versucht, den Verlust der Extremität auszugleichen und den PatientInnen die Möglichkeit zu geben, wieder ausreichend mobil zu sein um möglichst ohne andere Stützen ein uneingeschränktes "normales" Leben zu führen. Im folgenden wird die wissenschaftliche Literatur umrissen, die sich mit der Auswertung von Gangbildern bei prothetischer Versorgung nach transfemorale Amputation beschäftigt.

Zum besseren Verständnis werden einleitend einige wichtige Aspekte des menschlichen Ganges und seiner Bewertung aufgezeigt. Ausserdem werden sowohl die Technik der Ganganalyse als auch die der osseointegrierten prothetischen Versorgung näher erläutert, um einen umfassenden Einblick in der Gegenstand der Arbeit zu gewährleisten. Der Vollständigkeit halber sind zudem die jüngsten Studienergebnisse im Bereich Prothesendesign mit angegeben.

3.1. Der menschliche Gang

Als Gangbild bezeichnet man die Zusammenfassung der Segmentbewegungen der Extremitäten beim Gehen. MedizinerInnen und TherapeuteInnen unterscheiden normale von pathologischen Gangbildern. Ein normales Gangbild ist durch harmonische und wohlkoordinierte Segmentbewegungen der Extremitäten gekennzeichnet. Da der Gang ein sehr charakteristisches Merkmal darstellt, sind allgemeingültige Aussagen über seine Güte schwierig zu treffen. Für die wissenschaftliche Beschreibung eines Bewegungsmusters ist es aber unumgänglich, Parameter zu definieren, die durch Messungen miteinander verglichen werden können, sowie eine Abgrenzung zwischen "gesund" und "pathologisch" überhaupt erst zulassen. Dass der Übergang zwischen diesen Zuständen fließend ist, wird auch anhand der z.B. von Horvath [4] aufgeworfenen Diskussion über die Frage, ob es so etwas wie einen "normalen" Gang überhaupt gibt, ersichtlich. Mittlerweile hat eine große Anzahl von unterschiedlichen Gangstudien bewiesen, dass dennoch Gemeinsamkeiten auftreten, welche das normale Gangbild ausweisen. In dieser Arbeit wird der Begriff des „unauffälligen Ganges“ in Abgrenzung zum pathologischen Gang gebraucht.

Whittle [5] beschreibt vier Aufgaben, die ein Bewegungssystem auszuführen in der Lage sein muss, um Gehen zu können:

1. Jedes Bein muss das gesamte Körpergewicht tragen können
2. die Balance muss auch im Einbeinstand gehalten werden können
3. das schwingende Bein muss eine Position erreichen können die es ihm ermöglicht, eine stützende Rolle zu übernehmen
4. es muss ausreichend Kraft vorhanden sein, um die Bewegung der Gliedmaßen durchführen zu können.

Wenn diese Anforderungen erfüllt sind, so können unterschiedliche Betrachtungen für die Beschreibung des Ganges dienlich sein. So fanden Inman et al. [6] in ihrer Arbeit über den menschlichen Gang, dass der Körperschwerpunkt sowohl in vertikaler als auch in seitlicher Richtung näherungsweise sinusförmige Schwingungen vollführt.

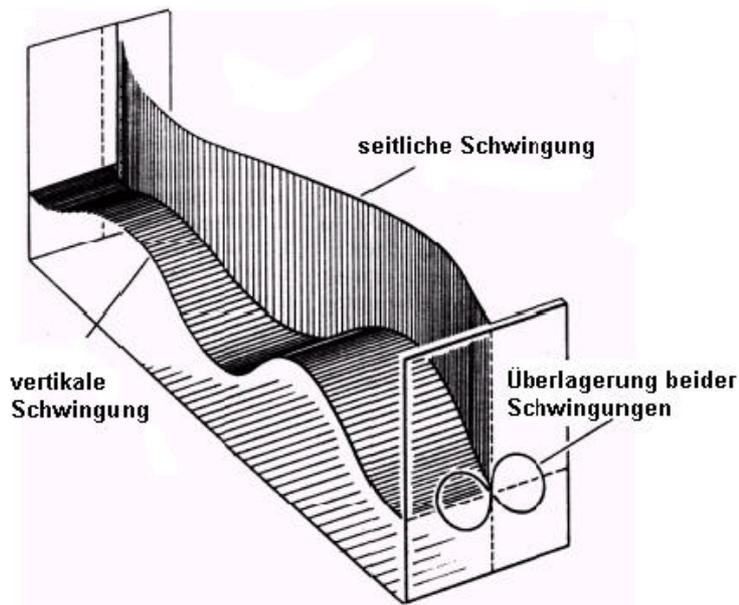


Abbildung 1: Bahnen des Körperschwerpunktes nach Inman et al. [6]

Diese Betrachtungsweise ist sinnvoll, da die Glättung der Bahn des Körperschwerpunktes zum einen der Energieoptimierung des Ganges dient und sein weicher Verlauf zum anderen die Gelenke vor harten Stößen schützt. Die geringe Standfläche und hohe Lage des Körperschwerpunktes werden durch den aufrechten Gang des Menschen verursacht. Die geringen Schwankungen der Schwerpunktlage helfen das dynamische Gleichgewicht beim Gehen beizubehalten.

Für andere Arten der Beschreibung wird der Gang oft in verschiedene Phasen eingeteilt. Ein vollständiger Gangzyklus erstreckt sich dabei von einem bis zum nächsten Auftritt derselben Ferse und wird als Doppelschritt bezeichnet. Innerhalb dieses Gangzyklus wird stetig eine bestimmte Reihenfolge von Bewegungen wiederholt. Man unterteilt zwei Hauptphasen:

- die Standbeinphase, in dem das Bein Bodenkontakt hat und
- die Schwungbeinphase, bei dem das Bein in der Luft durchschwingt [7].

Beide Phasen lassen sich nach Perry [8] dabei weiter aufteilen:

- die Standbeinphase in:
 - die Stoßdämpfungsphase (Aufsetzen, „loading response“),
 - die mittlere Standphase (Mittelposition, „mid stance“),
 - die Abdruckphase (Endposition, „terminal stance“) und
 - die Vorschwungphase („pre-swing“)

- die Schwungbeinphase in:
 - den Beginn der Schwungbeinphase („initial swing“),
 - die mittlere Schwungbeinphase und
 - das Ende der Schwungbeinphase

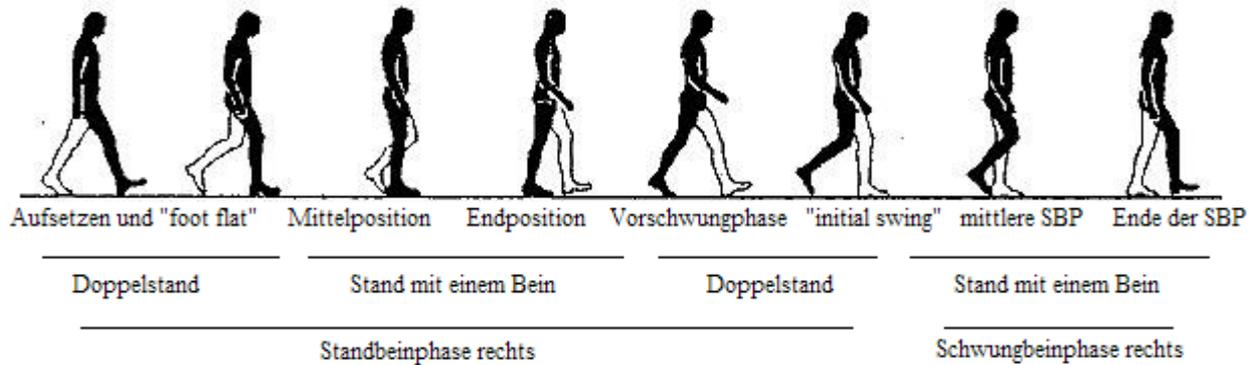


Abbildung 2: Phasen des Gangzyklus (rechtes Bein, von lateral aus gesehen) nach Götz-Neumann [9]

SBP: Schwungbeinphase

Das Gehen unterscheidet sich vom Laufen dadurch, dass die Standphase größer als die Schwungphase ist; die Zeitdauer, in der beide Beine am Boden sind, heißt Zweibeinstand. Eine derartige schematische Betrachtung hat sich für die Untersuchung des Gangbildes als sinnvoll erwiesen. Da das Gangbild das Ergebnis eines komplexen Zusammenspiels von zentralem und peripherem Nervensystem sowie dem Stütz- und Bewegungsapparat ist, kann ein pathologisches Gangbild durch Änderungen einer oder mehrerer dieser Komponenten entstehen. Z.T. lassen sich Besonderheiten dabei visuell durch den Beobachter erkennen, andere müssen mit geeigneten Geräten gemessen werden.

3.2. Die Ganganalyse

Um Aussagen über den Gang eines Menschen treffen zu können, wird die sog. Ganganalyse in einigen Bereichen der Medizin und Wissenschaft, wie etwa in der Sportmedizin, der Chirurgie, der Rehabilitation und der Orthopädiotechnik, eingesetzt. Hierfür finden heutzutage eine Vielzahl von unterschiedlichen Verfahren Anwendung, da die einzelnen Fragestellungen, die eine Prüfung des Gehens erfordern, voneinander abweichen und die Erfassung differierender Parameter sinnvoll werden lassen. Schon Aristoteles (384 v. Chr. Bis 322 v. Chr.) und Galen (129 n. Chr. Bis 199 n. Chr.) befassten sich mit der Beschreibung des menschlichen Ganges. Seitdem sind unzählige experimentelle Arbeiten verfasst worden, die sich mit seiner Analyse beschäftigen. Ein detaillierter geschichtlicher Überblick würde den Rahmen dieses Dissertationsthemas sprengen, hierfür sei aber auf die übersichtliche Zusammenfassung von Hegewald [10] hingewiesen.

Am häufigsten wird der Gang mittels einer subjektiven Ganganalyse beurteilt, bei welcher der Beobachter durch seine jeweiligen Kenntnisse des Bewegungsverhaltens eine Bewertung abgibt. Natürlich führen dabei unterschiedliche Erfahrungsschätze zu unterschiedlichen Aussagen und die Ergebnisse sind fast ausschließlich von qualitativer Natur. Wichtige relevante Aspekte, wie z.B. der Grad der Belastung der Beine, entziehen sich außerdem einer visuellen Beurteilung. Durch die technologische Entwicklung konnten apparative Ganganalysesysteme entwickelt werden, die diese Hürden überwinden konnten.

Als grundlegend für die Entstehung einer apparativen Ganganalyse sind dabei die Arbeiten von Braune und Fischer [11], [12], [13] anzusehen, die sich die Fortschritte der Photographie zu nutze machten. Durch die Verwendung von vier Fotoapparaten wurde die Messung von dreidimensionalen Bewegungen im Raum möglich. Ähnlich wie die schon oben beschriebenen Ergebnisse von Inman et al. [6] konnten sie unterschiedlich Bahnkurven ermitteln, auf denen sich die einzelnen Körpersegmente bewegen. Hervorzuheben ist dabei, dass sie die Schwankungen und Drehungen der Glieder zwischen den einzelnen Individuen als zwar quantitativ aber nicht qualitativ verschieden ansahen. Sie betrachteten ihre Ergebnisse insofern als allgemein übertragbar auf die Bewegung der Glieder beim menschlichen Gehen - erstmalig beschrieben sie also gangtypische Gesetzmäßigkeiten.

Später teilte Endler [14] die Bewertung des Ganges in kinetische und kinematische Prinzipien ein, was dazu führte, dass auch die Messprinzipien entsprechend unterteilt wurden. Die Kinetik beschreibt dabei die Kraftwirkung des Körpers und einzelner Körpersegmente auf die Umgebung, während die Kinematik die Lageveränderung des gesamten Körpers und seiner Segmente im Raum beschreibt, sich folglich mit der Messung von Winkelgrößen befasst. Auch die schon angeführte Arbeit von Hegewald [10] teilt die heute gebräuchlichen Ganganalysesysteme in diese zwei Kategorien. Details über den genauen Aufbau sowie zu den Vor- und Nachteilen der einzelnen Systeme werden daselbst beschrieben.

Die Messung der Kinematik erfolgt:

- akustisch (durch Schallimpulse und Ultraschallmikrofone)
- optisch (mittels Kameras, die meist im Infrarotbereich messen)
- via Inklinometern (Neigungssensoren)
- mit Beschleunigungssensoren und
- mit Goniometern

Die Messung der Kinetik erfolgt:

- durch Kraftmessplattformen
- durch Druckverteilungs-Messplattformen
- durch Systeme mit Druckmesssohlen

Außerdem haben sich heute die Elektromyographie wie auch die Messung des Energieverbrauchs (durch kalorische Messungen und Sauerstoffverbrauch, durch Messungen des Energieverbrauchs mit Hilfe von Bodenreaktionskräften und durch den sog. PC [Physiological Cost]-Index, welcher durch Erfassung der Herzfrequenz in Ruhe und unter körperlicher Anstrengung Rückschlüsse auf den Energieverbrauch zulässt) als Teil der Ganganalyse etabliert. Dies ist darauf zurückzuführen, dass ein pathologisches Gangbild immer auch einen erhöhten Energiebedarf mit sich bringt, während sich ein unauffälliger Gang auch durch ein Bewegungsablauf nahe am Energieoptimum ausweist [15], [16], [17], . Die Methoden bestehen heute somit u.a. aus Bewegungsanalysen des gesamten Körpers oder einzelner Gelenke via visueller Beobachtung – welche jedoch immer abhängig von den UntersucherInnen bleibt - und technisch unterstützt z.B. mittels Videoaufzeichnung, High-Speed-Photographie, Pedobarographie (Messung und Aufzeichnung des Druckverlaufs unter dem Fuß) oder Kraftmessplatten.

Eine computergestützte Ganganalyse erfasst dabei i.d.R. charakteristische Größen zur Beurteilung von Fußstellungen und -belastungen, Abrollbewegungen, Schrittlängen, Schrittrythmen, Spurbreiten, Atem-/ Herzfrequenzen und elektromyographisch erfassten Muskelaktionen. Aus diesen Werten resultieren Dysbalancen und Energieverbräuche sowie Anpassung bzw. Funktion pro- und orthetischer Versorgung. Die Ganganalyse lässt sich somit sowohl für diagnostische und therapeutische als auch für rehabilitative Zwecke einsetzen.

3.2.1. Ganganalysen nach transfemorale Amputation

Der Verlust eines Beines wirkt sich trotz prothetischer Versorgung immer auch in einer Veränderung des Gangbildes aus. Es sei noch einmal darauf hingewiesen, dass die PatientInnen häufig in zwei Gruppen aufgeteilt werden – bei der ersten (größeren) Gruppe wurde eine Amputation aufgrund einer vaskulären Erkrankung vorgenommen, die zweite Gruppe rekrutiert sich hingegen aus den PatientInnen, die ein Bein aufgrund eines traumatischen Geschehens oder eines Tumorwachstums verloren haben. Diese Grenze wird gezogen, da der Personenkreis der ersten Gruppe aufgrund seiner zugrunde liegenden Gefäßerkrankung häufig noch andere gesundheitliche Beschwerden aufweist. Die PatientInnen können durch die Amputation nicht „geheilt“ werden, benötigen aufgrund von Stoffwechselstörungen oft unterschiedliche Medikamente und ihr Gesundheitszustand wird durch eine Anzahl von körperlichen Beschwerden i.d.R. stärker beeinflusst als der der zweiten Gruppe. Wie schon erwähnt, befasst sich diese Arbeit mit dem kleineren Personenkreis, da nur hier eine osseointegrierte Versorgung in Frage kommt. Näheres dazu wird weiter unten erläutert.

Nicht zuletzt in der Orthopädietechnik werden die Einsatzmöglichkeiten der Ganganalyse vor dem Hintergrund eines steigenden Kostendrucks und der immer weiter verbesserten Technik mit Interesse verfolgt. Die Ermittlung und Überprüfung von Konstruktionskriterien für Stumpfbettssysteme und Passteile gehört zu ihren wesentlichen Einsatzgebieten. Erkenntnisse können gewonnen werden, inwieweit unterschiedliche Schaftsysteme auf den Bewegungsablauf und die Laufökonomie Einfluss haben. Die Qualitätskontrolle von derartigen Hilfsmitteln muss nicht nur im Fertigungsprozess, sondern auch nach funktionellen Kriterien erfolgen, so dass die Ganganalyse nach der Versorgung als wichtiger Bestandteil des Qualitätsmanagements anzusehen ist.

Schon die ersten Untersuchungen des Bewegungsverhaltens nach der Amputation einer unteren Extremität im Jahre 1976 von Waters et al. [18] ergaben, dass die Länge des Reststumpfes in positivem Verhältnis mit dem Bewegungsverhalten und der Laufökonomie zu sehen ist. Diese und andere Aussagen bezüglich des Prothesenganges gelten heute als wissenschaftlich anerkannt. Um eine retrospektive Eingrenzung der entsprechenden Literatur vorzunehmen, wurde eine Datenbankrecherche durchgeführt. Dabei wurde u.a. Augenmerk auf die Art der Ganganalyse gelegt. Die Ergebnisse seit Mitte der 90er Jahre sollen hier kurz chronologisch zusammengefasst und dann noch einmal in einer Tabelle wiedergegeben werden:

Boonstra et al. [19] untersuchten im Jahre 1994 den Gang 29 transfemoral amputierter PatientInnen ohne chronische Gefäßverkalkungen mit Hilfe eines Fragebogens zur Laufdistanz und Laufschwierigkeiten bei unterschiedlichen Umständen, Goniometriemessungen an Hüfte und Knie sowie Messungen des Energieaufwandes via Sauerstoffverbrauch beim Sitzen und Gehen. Sie fanden eine positive Korrelation zwischen Laufdistanz/-schwierigkeiten und dem jeweiligen Schaftdesign und ein negatives Verhältnis zu Alter und Energieverbrauch. Durchweg gingen alle PatientInnen langsamer als die gesunde Kontrollgruppe. In Bezug auf die Goniometrie konnte lediglich ein asymmetrisches Gangbild beschrieben, jedoch keine Korrelation gefunden werden, während sich die Ergebnisse der Extension- und Flexionsparameter in der Hüfte proportional zur Geschwindigkeit verhielten. Der Energieaufwand war wieder proportional zu der Reststumpflänge.

In einer Studie in einem Ganglabor eines Universitätskrankenhauses mit 11 männlichen transfemoral amputierten Patienten, die ein Bein aufgrund eines Traumas oder eines Tumors verloren hatten, fanden Jaegers et al. [20] ein Jahr später u.a. eine mit 3,42 km/h im Vergleich zur gesunden Kontrollgruppe um 29% langsamere komfortable Geschwindigkeit. Außerdem wurde gefunden, dass die Patienten um schneller zu Gehen eher ihre Schritte verlängerten anstatt mehr davon zu machen. Ein asymmetrisches Gangbild, bei dem das Gewicht länger auf das gesunde Bein verlagert wird, verstärkte sich außerdem mit abnehmender Reststumpflänge. Elektromyographische Messungen [21] an den gleichen Personen zeigten u.a. die Wichtigkeit der Restmuskeln bei der Fixation des Schaftes.

Untersuchungen von Hegewald [10] zum pathologischen Gang via Druckmesssohlen und Goniometrie bestätigten im Jahre 2000 die vorher von Vieregge [22] aufgestellten Thesen; letzterer beschäftigte 1996 sich mit den Ganganalysen geriatrischer PatientInnen und traf anhand dieser Studien allgemeine Aussagen über die Kriterien eines unsicheren Ganges. Er hat nachgewiesen, dass die Schrittlänge, der Zweibeinstand und der Variationskoeffizient der Doppelschrittlänge der Einzelschritte stark mit der Sturzgefahr korreliert. Weiterhin zeigte sich, dass bei einem unsicheren Gang der Fuß wenig abgerollt wird. Hegewald [10] fand bei einer Studie mit 25 ProbandInnen mit einer Oberschenkelprothese weiterhin, dass ihr Gang bei steigender Geschwindigkeit symmetrischer wurde. Die Studie umfasste ProthesenträgerInnen, die ein Bein aufgrund eines Traumas verloren hatten. Interessant sind hier auch die Ergebnisse der Ganglinienbreite, die auf der Prothesenseite deutlich schmaler als die der nicht betroffenen Seite sind. Ursachen wurden in der Tatsache vermutet, dass der Prothesenfuß konzentrierter abgerollt und keine Ausgleichsbewegung quer zur Gangrichtung vorgenommen wird.

Michaud et al. [23] erfassten im gleichen Jahr kinematische Daten von drei transfemorale amputierten Patienten bei unterschiedlichen Geschwindigkeiten. Sie beschrieben das sog. „Hip-Hiking“, bei der die Hüfte während des Gangzyklus auf der amputierten Seite höher steht als auf der anderen. Dies wird als kompensatorisches Bewegungsmuster begriffen, um das amputierte Bein während der Schwungphase nach vorne zu bringen und führt zu einem Beckenschiefstand. Devlin et al. [24] bewerteten 2002 das Laufverhalten geriatrischer PatientInnen mit transfemorale Amputation anhand der Distanz, die noch zurückgelegt werden konnte und fanden dabei, dass sich diesbezüglich ein feststehendes Knie besser eignet als ein freischwingendes.

Eine dreidimensionale Ganganalyse wurde 2002 von Van der Linden et al. [25] durchgeführt, um den Effekt eines Torsionsabsorbierers am Kniegelenk bei zwei Patienten mit Oberschenkelprothese zu untersuchen. Auch Schmalz et al. [26] nutzten im gleichen Jahr diese Art der Untersuchung, um unterschiedliche Komponenten bei der Versorgung von ProthesenträgerInnen zu vergleichen, insbesondere ein konventionelles hydraulisches Kniegelenk mit einem elektronisch gesteuerten. Dabei wurde auch der Sauerstoffverbrauch gemessen. Die 3D-Analyse fand außerdem 2005 bei Jones et al. [27] Anwendung, in deren Studie das Anlaufverhalten bei unilateraler Amputation einer unteren Extremität bewertet wurde. Dabei stellte sich heraus, dass das Loslaufen keinen festen Bewegungsablauf darstellt, sondern nach der Amputation neu erlernt und durch neuromuskuläre Kontroll- und Koordinierungsstrategien angepasst wird.

Rabuffetti et al. [28] konnten 2005 zeigen, dass das von Michaud et al. [23] weiter oben beschriebene „Hip-Hiking“ einen motorisch-funktionellen Anpassungsvorgang darstellt, durch den eine Zunahme der Beckenneigung resultiert, welche zwangsläufig die lumbale Wirbelsäule überlastet und dies eventuell der Grund für die häufig auftretenden Rückenbeschwerden von ProthesennutzerInnen sein könnte. Hagberg et al. [29] führten im Jahre 2005 Goniometriemessungen zur Untersuchung des Umfangs der Hüftbewegung nach transfemorale Amputation durch. Sie verglichen dabei 43 SchaftprothesenträgerInnen und 20 PatientInnen mit einer im Knochen verankerten Prothese. Anhand eines Fragebogens wurde außerdem der Sitzkomfort ausgewertet, welcher bei der Gruppe mit knochenintegrierter Prothese deutlich erhöht war. Die Goniometriemessungen ergaben keinerlei Restriktionen des Bewegungsumfanges der Hüfte bei einer osseointegrierten Versorgung, hingegen war er bei den SchaftprothesenträgerInnen in alle Richtungen eingeschränkt. Eine knochenintegrierte war bezüglich dieser Punkte also der herkömmlichen Versorgung überlegen.

Zudem erarbeitete Hagberg [30] 2006 einen Fragebogen, welcher spezifisch auf transfemorale amputierte PatientInnen zugeschnitten ist und neben anderen Parametern auch Aussagen über ihre Mobilität zulässt. Hierbei erzielten die PatientInnen mit einer knochengeführten im Vergleich zu denen mit einer Schaftprothese wieder bessere Ergebnisse im statistisch relevanten Bereich. Der PC-Index (s.o.) wurde nur bei den SchaftprothesenträgerInnen ermittelt und ergab einen um 77% höheren Energieaufwand beim Gehen von Individuen nach transfemorale Amputation. Die komfortable Geschwindigkeit dieser Gruppe lag durchschnittlich bei 3,72 km/h.

Einen etwas anderen Ansatz verfolgten Carmona et al. [31] mit ihrer Studie aus dem Jahr 2007 zur tatsächlichen Laufaktivität und damit dem Prothesengebrauch von Menschen mit einer (Teil-) amputation einer unteren Extremität. Sie untersuchten insgesamt 43 ProthesenträgerInnen zwischen 13 und 78 Jahren, die für 15 Tage einen Schrittzähler trugen, dessen Messungen Aussagen zu Schrittzahl, Laufzeit und Geschwindigkeit zulassen. Neben anderen Ergebnissen konnten sie nachweisen, dass die transfemorale amputierten, mit einer Schaftprothese versorgten ProbandInnen täglich 93 Minuten (21%) weniger Gehen als die gesunde Kontrollgruppe und dass der Body Mass Index als Gewichtsindikator hierbei nicht mit der täglichen Laufzeit korreliert, allerdings mit der Ganggeschwindigkeit in Zusammenhang gebracht werden kann.

Um weitere Einsicht in die Funktion der Oberschenkel(rest)muskulatur nach transfemorale Amputation und damit einhergehend neue Erkenntnisse für ein zweckmäßiges Prothesendesign zu erhalten, untersuchten Bae et al. [32] zwei Jahre später das Treppensteigen und -herabgehen sowie das Laufen in der Ebene von 8 SchaftprothesenträgerInnen sowie 10 gesunden Individuen. Sie führten u.a. elektromyographische Tests durch und bewerteten das Zusammenspiel von muskulären Agonisten und Antagonisten während der alltäglichen Anforderungen an den Bewegungsapparat. Dabei fanden sie bei den ProthesenträgerInnen v.a. eine im Vergleich zu der Adduktoren(rest)loge geschwächte Abduktoren(rest)muskulatur, die ein insuffizientes Drehmoment während aller Untersuchungen bedingte. Die erhobenen kinematischen Parameter stimmten dabei in Bezug auf Beckenneigung und Hüftabduktion mit den Ergebnissen früherer Studien überein.

Vrieling et al. [33], [34] verglichen in zwei Studien aus den Jahren 2007 und 2008 den Prozess des Beendens des Gehens und das Überwinden eines Hindernisses von zum einen unilateral transtibial oder transfemoral amputierten und zum anderen gesunden ProbandInnen. Dabei erarbeiteten sie, dass die ProthesenträgerInnen unabhängig von ihrem Amputationslevel ihre nicht betroffene Seite für Abbremsvorgänge und Balancekontrolle bevorzugen. Allerdings bestand ein Unterschied zwischen der transtibial und der transfemoral amputierten Gruppe in Bezug auf die Hindernisüberwindung: während erstere die Hürde bevorzugt mit dem betroffenen Bein zuerst überqueren, nutzen letztere dafür ihr gesundes Bein, was mit dem Verlust der Kniegelenkfunktion zu erklären sei. Insgesamt betonten die UntersucherInnen die Wichtigkeit einer an die Amputation und nachfolgende prothetische Versorgung anschließende geeignete Rehabilitation, die eine Gangschule beinhalten sollte um ein Maximum an Gangsicherheit zu gewährleisten.

Goujon-Pillet et al. [35] führten 2008 eine dreidimensionale Ganganalyse bei 27 ProbandInnen mit transfemorale Amputation und Versorgung mit einer Schaftprothese durch und verglichen die Ergebnisse mit denen von 33 gangunauffälligen Individuen in Bezug auf kinematische Größen von Becken und Thorax sowie Bodenreaktionskräfte. Bei den ProthesenträgerInnen fanden sie eine reziproke Proportionalität zwischen Bewegungsumfang des Oberkörpers und Ganggeschwindigkeit sowie eine Zunahme des Bewegungsumfanges vom Becken je kürzer der verbleibende Reststumpf war. Die Ganggeschwindigkeit wirkte sich bei den SchaftprothesennutzerInnen zudem auf alle Parameter aus, welche die Bewegung des Oberkörpers beschrieben und somit zogen die UntersucherInnen den Schluss, dass die Bewegungen des Rumpfes unbedingt bei der Verbesserung lokomotiver und gangspezifischer Fähigkeiten von ProthesenträgerInnen in Betracht gezogen werden müssen.

Die berufliche Rehabilitation und damit einhergehende Wiedereingliederung in das Arbeitsleben nach Amputation einer unteren Extremität stellte im gleichen Jahr den Untersuchungsgegenstand einer Studie von Dajpratham et al. [36] dar. Diese wurde in Thailand durchgeführt und es wurden Frage- bzw. Antwortbögen von 247 männlichen und 62 weiblichen Individuen ausgewertet. Insgesamt betrug die Rate der in das Arbeitsleben reintegrierten Personen 66,7%, wobei sich v.a. ein vorliegender Diabetes mellitus, eine schlechtere Ausbildung, ein höheres Alter zum Zeitpunkt der sowie ein vaskulärer Grund für die Amputation negativ auf die Quote auswirkte. Ein hoher Tragekomfort, kein Gebrauch von Gehhilfen, eine gute Ausbildung, angeborene oder durch ein Trauma entstandener Beinverlust sowie ein geringeres Alter zum Zeitpunkt der Amputation wirkten sich dagegen positiv auf die berufliche Rehabilitation aus.

Baum et al. [37] untersuchten ebenfalls im Jahre 2008 mit Hilfe von kinematischen, kinetischen und temporären Messgrößen eingehender die Abhängigkeit zwischen der Restfemurlänge von SchaftprothesenträgerInnen und den jeweiligen Gangparametern. Sie fanden bei 12 von 13 ProbandInnen eine umgekehrte Proportionalität zwischen Restfemurlänge und Beckenverkipfung, alle anderen Parameter standen allerdings in keinem signifikanten Verhältnis zur Länge des noch vorhandenen Knochens. Allerdings betrug diese bei allen untersuchten Individuen noch mindestens 57%, sodass die UntersucherInnen lediglich die Aussage treffen konnten, dass die Chirurgie sich ab einer solchen Restfemurlänge während der Amputation vermehrt an den Weichteilverhältnissen orientieren darf.

Zuletzt sei noch auf die 2008 wieder von Vrieling et al. [38] durchgeführte Studie über Anpassungsstrategien unilateral beinamputierter Individuen während des Gehens hingewiesen. Die in einem Ganglabor ermittelten Werte von 7 transfemorale und 12 transtibial amputierten ProbandInnen wurden mit denen von 10 gangunauffälligen Personen verglichen. Dabei wurden Messungen während des Gehens in der Ebene, bergauf und bergab vorgenommen, die Ganggeschwindigkeit sowie Winkelgrößen der unteren Extremität wurden bestimmt. Ein Ergebnis war, dass die mit einer Schaftprothese versorgten Oberschenkelamputierten auf der betroffenen Seite die Kniegelenkflexion während des bergauf und bergab Gehens nicht steigern konnten. Außerdem zeigte sich bei ihnen eine kleinere Hüftextension während dieser Anforderungen, die in Zusammenhang mit der kleineren Schrittlänge gesehen wurde.

Die nachfolgende Tabelle gibt die für die vorliegende Arbeit wichtigsten Ergebnisse der Literaturrecherche noch einmal wieder.

| Name / Jahr der Veröffentlichung | AutorInnen | Patient-Innengut | Art der Messung | wesentliche Ergebnisse |
|--|--|---|---|--|
| „Energy cost of walking of amputees: the influence of level of amputation“, 1976 | R.I. Waters, J. Perry, D. Antonelli, H. Hislop | 70 tf + tt amp., durch Trauma o. vaskulär | Energie-/ O2-Verbrauch, Herz-/ Atemfrequenz, Geschwindigkeit | Die Reststumpflänge korreliert positiv mit der späteren Gehfähigkeit |
| „The gait of unilateral tf amputees“, 1994 | A.M. Boonstra, J. Schrama, V. Fidler, W.H. Eisma | 29 tf amp. ohne chron. vaskuläre Erkrankungen | 1) Fragebogen zur Laufdistanz und -schwierigkeiten 2) temporäre Gangparameter, Goniometrie der Hüfte und Knie 3) Energieverbrauch Sitzen u. Gehen | 1) Abhängigkeit vom Schaftdesign mit pos. Korrelation bei der Laufgeschwindigkeit, neg. Korrelation mit Alter und Energieverbrauch 2) temporäre Gangparameter: asymmetrisches Gangbild; langsamere komf. Geschwindigkeit mit pos. Korrelation zum Hüftbewegungsumfang, neg. Korrelation mit Alter und Schrittfrequenz 3) höherer Energieverbrauch mit Abhängigkeit von Reststumpflänge |
| „Prosthetic gait of unilateral tf amputees: a kinematic study“, 1995 | S.M. Jaegers, J.H. Arendzen, H.J. de Jongh | 11 tf amp. aufgrund von Trauma o. Osteosarkom | Ganglabor: 3D GIGA-system von K-Lab; Schrittparameter u. Bewegungsmuster von Rumpf, Hüfte und Kniegelenk | Komf. Geschwindigkeit mit 3,42 km/h um 29% geringer als bei gangunauffälligen Personen; Kompensation durch zunehmende Schrittlänge, nicht erhöhte -frequenz; längere Standphase auf gesundem Bein; z.T. extreme laterale Beugung während Standphase des Prothesenbeins auf diese Seite; Symmetrie korreliert mit Reststumpflänge |
| „An electromyographic study of the hip muscles of tf amputees in walking“, 1996 | S.M. Jaegers, J.H. Arendzen, H.J. de Jongh | s.o. | Elektromyographie der Hüftmuskulatur | Die noch intakte und wieder am Restknochen verankerte Muskulatur zeigte ähnliche Aktivität und Abfolgesequenz verglichen zur gesunden und zu nicht-amputierten Seite; bei sehr proximaler Amputation spielen die durchtrennten Muskeln vermutlich eine Rolle bei der Schaftfixierung |
| „A preliminary investigation of pelvic obliquity patterns during gait in persons with tt and tf amputation“, 2000 | S.B. Michaud, S.A. Gard, D.S. Childress | 6 tt, 3 tf amp., Kontrollgruppe | Druckmessplatte und CODA3 Bewegungsmesssystem | Schiefstand der Hüfte während der Schwungphase des Prothesenbeins; bei tf amp. sog. „hip-hiking“ auch während der Schwungphase des gesunden Beins |
| „Patient preference and gait efficiency in a geriatric population with tf amputation using a free-swinging versus locked prosthetic knee joint“, 2002 | M. Devlin, L.B. Sinclair, D. Colman, J. Parsons, H. Nizio, J.E. Campbell | 14 geriatrische tf amp. nach erfolgter Rehabilitation | 1) Fragebogen zur PatientInnenzufriedenheit 2) Nutzung der Prothese nach sog. Houghton Scale 3) Laufdistanz 2min | Die meisten PatientInnen bevorzugten ein feststehendes Knie gegenüber einem freichwingenden, ihre Laufdistanz war größer und sie machten öfter von ihm Gebrauch |
| „The biomechanical effects of the inclusion of a torque absorber on tf amputee gait, a pilot study“, 2002 | M.L. Van der Linden, N. Twiste, S. Rithalia | 2 tf amp. | 3D Analyse für kinematische und kinetische Messungen | Die Dämpfung des Drehmoments im künstlichen Kniegelenk könnte die Bewegungen zwischen Reststumpf und Schaftprothese verringern und damit zu weniger Hautirritationen beitragen |
| „Energy expenditure and biomechanical characteristics of lower limb amputee gait: the influence of prosthetic alignment and different prosthetic components“, 2002 | T. Schmalz, S. Blumentritt, R. Jarasch | 15 tt, 12 tf amp. durch Trauma | 3D Analyse und Sauerstoffverbrauch | Verglichen zu einem herkömmlichen hydraulischen Kniegelenk ist der O2-Verbrauch bei den tf amp. geringer, wenn sie ein elektronisch gesteuertes Kniegelenk benutzen |
| „The gait initiation process in unilateral lower-limb amputees when stepping up and stepping down to a new level“, 2005 | S.F. Jones, P.C. Twigg, A.J. Scally, J.G. Buckley | 5 tf, 5tt amp. | Vicon 3D Analyse-system zur Messung von Schwerpunktverlauf(ant.-post./ med.-lat.) | Beim Prozess des Loslaufens ist abhängig von der Richtung u. dem anführenden Bein; Prozess ist nicht motorisch festgelegt sondern wird nach Amputation durch versch. neuromuskuläre Koordinationsstrategien neu erlernt |
| „Socket versus bone-anchored tf prostheses: Hip range of motion and sitting comfort“, 2005 | K. Hagberg, E. Häggström, M. Uden, R. Bränemark | 43 SchaftprothesenträgerInnen, 20 mit oi Prothese | Goniometrie zum Bewegungsumfang der Hüfte und Fragebogen zum Sitzkomfort | Schaftprothese: Bewegungsumfang der Hüfte in alle Richtungen eingeschränkt, 44% hatten Probleme beim Sitzen; oi Prothesen: keine Einschränkungen im Bewegungsumfang der Hüfte, 5% hatten Probleme beim Sitzen |

Tabelle 1: Studien zu Ganganalysen nach transfemorale Amputation

tf = transfemorale, tt = transtibiale, amp. = amputiert, oi = osseointegriert, komf = komfortabel, u. = und, o. = oder

3.3. Osseointegrierte Prothesen

Die Amputation einer Extremität stellt kein eigenes Krankheitsbild sondern eine unausweichliche Endsituation bei unterschiedlichen Erkrankungen und Verletzungen dar. Die Zahl der Oberschenkelamputationen beträgt in Deutschland dabei jährlich ca. 25. 000, wobei der überwiegende Anteil (90%) zu Lasten degenerativer Gefäßerkrankungen geht (Müller [39]). Lange Zeit erfolgte die physische Rehabilitation der Betroffenen im wesentlichen durch ein sog. schaftgeführtes Prothesensystem, bei dem der verbleibende Femurstumpf in einen Prothesenköcher gebettet und durch Schnürmanschetten, Haftreibung oder, bei neueren Modellen, durch die Saugwirkung eines Vakuums befestigt wird. Eine umfangreiche Beschreibung dieser Art der Versorgung, ihren voneinander abweichenden Designs und Materialien, liefert die Arbeit von Clausen [3]. Trotz stetiger Verbesserung und Fortentwicklung der Schaftform und Befestigungsmechanismen treten aber immer wieder ähnlich gelagerte Probleme am Amputationsstumpf auf, dessen Weichteile für die gesamte Kraftübertragung des Körpergewichts auf die Prothese verantwortlich sind. Diese allfällige Stumpfproblematik bezieht sich v.a. auf Hautirritation durch Scheuern und Reiben des Köchers, auf durch Abflussstörungen aufgrund von Narben, Kompression und Schnürfurchen entstandene Ödeme, Entzündungen oder Ulcerationen und auf Schmerzen beim Sitzen. Auch hier sei noch einmal auf die Arbeit von Clausen [3] verwiesen.

Da viele PatientInnen aufgrund der Stumpferkrankungen häufig auf ihre Prothese verzichten und wieder vermehrt Gehstützen oder sogar einen Rollstuhl benutzen, liegt eine Fixierung der Prothese direkt am/im Knochen nahe. Tatsächlich wurden (tier)experimentelle Arbeiten zu dieser Überlegung schon seit 1946 von einer Reihe von Wissenschaftlern wie Cutler und Blodgett [40], Hall [41] und Esslinger [42] durchgeführt. Dümmer [43] übertrug das Prinzip der perkutanen intraossären Exoprothesenverankerung sogar auf vier Menschen, indem er Marknägel aus dem Unterschenkelstumpf herausragen ließ; Mooney et al. [44] berichteten, dass sie eine Oberarmprothese intraossär implantierten. Die Ergebnisse dieser Arbeiten wurden von Murphy [45] 1973 zusammengefasst und veröffentlicht; insgesamt traten nahezu überall Infektionen auf, die ein Entfernen der Endoprothesenteile erzwangen. Diese Misserfolge erfuhren später auch eine Reihe anderer Wissenschaftler, eine übersichtliche Auflistung der einzelnen Experimente findet sich bei Büll [2]. Erst Schmitt [46] konnte nach experimenteller Unterschenkelamputation bei Hunden und Kaninchen und der darauf folgenden perkutan-ossären Prothesenversorgung zufriedenstellende Ergebnisse und trotz primärer und sekundärer Infektionen meist aseptische Verläufe erzielen.

Osseointegration bezeichnet einen im lichtmikroskopischen Bereich sichtbaren direkten funktionellen und strukturellen Verbund zwischen dem organisierten, lebenden Knochengewebe und der Oberfläche eines belasteten Knochenimplantats. Der Begriff wurde seit 1985 maßgeblich von der schwedischen Arbeitsgruppe um Brånemark geprägt. Zahlreiche seiner Publikationen [47] beschäftigen sich seit Ende der 70er Jahre mit der Verankerung von Titanschrauben im Mund-Kiefer-Gesichtschirurgischen Bereich.

Die großen PatientInnenzahlen mit sehr guten Verlaufsergebnissen führten zu der Postulierung von Standards in Bezug auf die Operationstechnik bei einer perkutan-penetrierenden Implantatverankerung im Gesichtsbereich [48]. Ein zweizeitiges operatives Vorgehen, bei dem zunächst die intraossäre Verankerung mit anschließender Einheilungsphase ohne Belastung angestrebt wird, ist demnach Voraussetzung für den Osseointegrationsprozess, welcher durch das Heranwachsen an die Prothese und die stetigen Umbauvorgänge des Knochens zustandekommt. Erst ein zweiter Operationsschritt stellt die perkutane Durchleitung her, so dass eine Exoprothese befestigt werden kann.

Diese Art der Prothesenverankerung wurde 1997 erstmals von Rikard Brånemark, Sohn des o.g., auch bei dem vollständigen oder teilweisen Verlust einer Extremität angewandt. Neben perkutan-penetrierenden Finger- und Armprothesen wurde die Technik auch bei Oberschenkelamputationen angewandt [49].

Schließlich wurde die Idee der Exoprothesenimplantation auch in Deutschland durch Staubach und Grundei [1] aufgegriffen. Bei der Konstruktion der osseointegrierten Oberschenkelprothese konnte dabei auf langjährige Erfahrungen in der Endoprothetik von der Firma ESKA-Implants, Lübeck zurückgegriffen werden. In Zusammenarbeit mit der Universität Schleswig Holstein, Campus Lübeck, wurde eine aus einer Kobalt-Chrom-Molybdän-Schmiedelegerung und mit Titan oberflächenbehandelte Prothese hergestellt. Besonders hervorzuheben ist dabei das Design des Mikroankers, der die Gewebefixation durch das Einwachsen des Knochens auf mikroskopischer Ebene gewährleistet. ESKA-Implants entwickelte in Anlehnung an die Forderungen von Paquay [50], nach welchen eine titanbeschichtete Tetrapodenstruktur als optimale Oberfläche dieser Mikroanker angesehen wird, das sog. Spongiosa Metal®. Diese Oberfläche der zementlosen Endoprothesen stellt eine dreidimensionale Gitternetzstruktur dar, die eine Vaskularisierung des Knochens innerhalb der Struktur ermöglicht. Somit kann Stabilität durch knöcherne Integration erreicht werden.

Eine 2003 verfasste Arbeit aus Großbritannien [52], nach der die Technik der Osseointegration nach transfemorale Amputation in Zusammenarbeit mit den schwedischen Ärzten und Forschern seit 1997 angewendet wird, beschreibt die Wichtigkeit der PatientInnenuntersuchung auf Eignung und ihre eigenen Vorstellungen vor dem Eingriff. Eine Rechtfertigung der neuen Versorgung ist demnach erst gegeben, wenn messbare Vorteile in Bezug auf PatientInnenkomfort, Funktion und Lebensqualität erreicht werden. Bis zum Datum der Veröffentlichung waren im Queen Mary's Hospital in London 11 KandidatInnen mit einer intraossären und perkutan ausgeleiteten Prothese versorgt worden, nachdem sie ein intensives Rehabilitationsprogramm durchlaufen hatten. Die Forderungen nach weiterer kritischer Auseinandersetzung mit dem Thema, bevor die Versorgung als Standard eingeführt werden kann, wird in der Arbeit hervorgehoben.

Im August 2004 stellten Hagberg und Brånemark, R. anlässlich des 11. Weltkongresses der ISPO (International Society for Prosthetics and Orthotics) in Hongkong eine prospektive Studie zum Verlauf der Mobilität 10 ihrer PatientInnen, die mit einer osseointegrierten Oberschenkelprothese versorgt wurden, vor. Laut ihrer Angaben waren bis zu dem Zeitpunkt seit 1999 ca. 80 PatientInnen weltweit mit einer vergleichbaren Prothese versorgt worden; der überwiegende Anteil davon in Schweden selbst, ein Teil in England und zwei im Alfred Hospital in Melbourne, Australien. Ward stellte auf dem gleichen Kongress die vorläufigen Ergebnisse der britischen Arbeitsgruppe von den 14 im Queen Mary's Hospital versorgten PatientInnen vor.

Kurze Zeit später veröffentlichten Hagberg et al. [53] ihre Arbeit über einen neuen Fragebogen zur Auswertung der Qualität einer Versorgung nach Oberschenkelamputation. Der „Questionnaire for Persons with a Transfemoral Amputation“ (Q-TFA) wurde für die Eigenbewertung von PatientInnen sowohl mit einer herkömmlichen Schaft- als auch der neuartigen osseointegrierten Oberschenkelprothese entwickelt. Validität und Reliabilität waren überprüft und für gültig befunden worden und der Fragebogen konnte einem Vergleich mit der Short-Form 36 (SF-36), einem bis dato häufig verwendeten, standardisierten und krankheitsübergreifenden Fragebogen zur Erfassung der gesundheitsbezogenen Lebensqualität, standhalten. Insgesamt konnten via PatientInneneinschätzung wissenschaftlich fundierte Aussagen über Gebrauch, Mobilität, Probleme und allgemeine Gesundheit nach transfemorale Amputation und anschließender Versorgung getroffen werden.

Zwei Jahre später wurden, aufbauend auf dem Q-TFA, in einer zusammenfassenden Arbeit über die schwedische Forschung zu dem Thema auch einige Ergebnisse von 18 PatientInnen mit einer osseointegrierten Oberschenkelprothese präsentiert. Erwähnt werden die weiter oben beschriebenen Ergebnisse der besseren Bewegungsfreiheit des Hüftgelenks, die wenigen Sitzprobleme sowie der häufigere Gebrauch, eine bessere Mobilität und eine bessere allgemeingesundheitliche Situation verglichen zu SchaftprothesenträgerInnen.

In Deutschland fanden bisher neben den schon erwähnten Arbeiten von Staubach und Grundei [1], Büll [2] und Clausen [3] ein Übersichtsartikel zum Thema EEFP [54] sowie einige populärwissenschaftliche Arbeiten über dieses Spezialimplantat Eingang in die Literatur. Es ist belegt worden, dass die Methode der Osseointegration nach Oberschenkelamputationen in ausgesuchten Fällen eine Alternative zur etablierten Schaftversorgung darstellt. Dem vielfach erhobene Einwand des hohen Infektionsrisikos an der Grenzzone zwischen Endo- und Exomodul der Prothese konnten Ergebnisse entgegengehalten werden, die die Gefahr dieser Situation widerlegen. Die Rehabilitation der mit einer EEFP versorgten PatientInnen ermöglichte oftmals eine wesentlich verbesserte Integration der Betroffenen in ihre Arbeits- und Privatsphäre als dies mit einer Schaftprothese der Fall gewesen wäre. In Anlehnung an die von Stinus [55] aufgestellte Maxime, nach der aufgrund der enormen Fortschritte im Bereich des Prothesenbaus das Augenmerk nicht länger nur auf ein ausreichendes Geh- und Stehvermögen, sondern auch auf ein weitgehend normales Gangbild gelegt werden muss, um eine verbesserte funktionelle Zufriedenheit und damit Akzeptanz der PatientInnen zu gewährleisten, soll die vorliegende Arbeit weiterführende Aussagen darüber treffen, ob die EEFP dieses Ziel erreicht.

3.4. Studienergebnisse im Bereich Prothesendesign

Diese Arbeit geht primär der Fragestellung nach, ob die Versorgung mit einer ossär integrierten Prothese der mit einer herkömmlichen Schaftprothese standhalten kann. Natürlich darf bei diesem Fokus eine gewisse Gemeinsamkeit beider Versorgungen nicht außer Acht gelassen werden, nämlich die Tatsache, dass das betroffene Klientel auch auf ein möglichst fortschrittliches Design artifizierlicher Knie- und Sprunggelenke angewiesen ist. Unter diesem Aspekt führten Hofstad et al. [56] schon 2004 eine umfassende Literaturanalyse durch um herauszufinden, ob es wissenschaftlich belegte Anhaltspunkte bei der individuellen Anpassung und Verschreibung eines bestimmten prothetischen Knöchel-Fuß-Mechanismus gibt. Sie kamen dabei allerdings zu dem Schluss, dass es im Hinblick auf Energieverbrauch, individuelle Anforderungen und Gangeffizienz vor allem bei noch sehr aktiven transfemoral amputierten PatientInnen bis dato wenig haltbare Beweise für die Überlegenheit einer Versorgungsmöglichkeit gab. Bei Untersuchungen in dieser Richtung fanden McNealy et al. [57] vier Jahre später, dass ein künstliches Sprunggelenk mit einer zusätzlichen Einheit, welche den Bewegungsbereich in der sagittalen Ebene erweitert und damit die natürliche Schwingfähigkeit nach zu empfinden versucht, bei transfemoral Amputierten den Tragekomfort wie auch den Bewegungsumfang vergrößern kann. Trotz der sehr kleinen Anzahl von nur vier männlichen Probanden stützten sie mit ihren Ergebnissen die Auffassung, dass die Verbesserung der Knöcheleinheit ein wichtiges Moment in der prothetischen Versorgung darstellt. Auch Vrieling et al. [58] kamen bei ihren Untersuchungen zur Gangeinleitung, also dem Beginn bzw. Anfang des Gehens, zu der Ansicht, dass sowohl transfemoral als auch transtibial amputierte Menschen dabei von einer Verbesserung artifizierlicher Sprunggelenksprothesen profitieren dürften.

Etwas kontroversere Ergebnisse liefern Vergleichsstudien über die unterschiedlichen Kniegelenksmechanismen. So kamen Jepson et al. [59] bei ihrer ein kleines ProbandInnenpool umfassenden Gegenüberstellung von Mikroprozessor gesteuertem und hydraulischem Kniegelenk zu der Auffassung, dass sich im Hinblick auf den schon erwähnten PC-Index und anderer Parameter kein Vorteil für die TrägerInnen der erstgenannten, teureren Versorgung ergab. Dies wurde unterstützt durch die Auswertung ihrer Fragebögen zum Tragekomfort, jedoch ist hierbei anzumerken, dass die transfemoral amputierten ProbandInnen bis zum Zeitpunkt der Studie ausschließlich an hydraulische Kniegelenke gewöhnt waren und eine Umstellung somit das Ergebnis beeinflusst haben dürfte. Dass sich die teurere Versorgung nutzbringend auf die VerbraucherInnen auswirken dürfte ergaben Untersuchungen von Kaufman et al. [60], welche zusätzlich zu herkömmlichen Gangparametern auch die Gleichgewichtskontrolle untersuchten.

Aufbauend auf diesen Erkenntnissen wurden mittlerweile auch Überlegungen zu dem immer offensichtlichen Nachteil einer Mikroprozessor gesteuerten Versorgung angestellt, nämlich der Abhängigkeit von Energiezufuhr und damit einhergehender täglicher Batterieaufladung. Andrysek et al. [61] untersuchten in ihrer Arbeit die Möglichkeit, die beim physiologischen Gehen während der Schwungphase eines Beins ohnehin entstehende Energie in elektrische Energie zu verwandeln. Eine Lösung könnte dabei die Verwendung eines elektromagnetischen Systems sein, welches das Potential besitzt Energie unter bestimmten Umständen zurück zu gewinnen.

Dem Gegenstand der vorliegenden Arbeit etwas näher liegend sind zuletzt die Ergebnisse von Lee et al. [62], welche sich nicht mit den rein motorischen Möglichkeiten prothetischer Versorgungen nach der Amputation einer unteren Extremität befassten, sondern vielmehr auf den Verlust der sensorischen Fähigkeiten eingingen. Zwar waren die Gleichgewichtskontrolle und Gangausführung von älteren, transtibial amputierten ProbandInnen Gegenstand ihrer Arbeit, jedoch sind die Überlegungen insofern interessant, als dass eine knochengeführte Versorgung eventuell auch eine Verbesserung afferenter Erregungsleitungen mit sich bringen könnte. Dieses in der Literatur als „Osseoperception“ beschriebene Phänomen wird sicherlich zukünftig noch Gegenstand vieler Arbeiten sein, an dieser Stelle sei aber lediglich darauf hingewiesen, dass Lee et al. [62] durch visuell-auditive Biofeedbackmechanismen und elektrische Stimulationen unterhalb der Wahrnehmungsschwelle ebenfalls eine Verbesserung der Gleichgewichtskontrolle sowie bestimmter Gangparameter feststellen konnten.

4. Material und Methoden

4.1. Patientengut

Deutschlandweit wurden mittlerweile 20 PatientInnen¹ mit dem modularen System der EEFP versorgt, davon befinden sich 19 Implantate in situ; in einem Fall wurde es wegen eines angeblichen Infekts in einem auswärtigen Krankenhaus entfernt. In die vorliegende Arbeit sind die Messdaten von sechs dieser PatientInnen eingeflossen. Davon wurden fünf im Sana-Klinikum in Lübeck, einer in einer BG Klinik in Ludwigshafen operiert. Die Einschlusskriterien waren dabei:

- das Tragen und der Gebrauch der EEFP länger als drei Monate, um eine ausreichende Gewöhnung an die Prothese zu gewährleisten
- ausreichende Mobilität um die Anforderungen der Ganganalyse (s. Methoden) ohne Stützen zu bewältigen
- eine freiwillige Bereitschaft der PatientInnen, an den Messungen teilzunehmen

Von den verbleibenden 19 PatientInnen wurden vier wegen eines kontralateralen Beinschadens ausgeschlossen, obwohl zumindest ein Teil von ihnen fähig ist auch im Alltag ohne Stützen zu laufen. Ihr Gangbild wird jedoch natürlich trotzdem stark von den Begleiterscheinungen beeinflusst. Vier PatientInnen waren zum Messzeitpunkt erst kürzlich operiert bzw. nachoperiert worden und fielen deswegen aufgrund des ersten Einschlusskriteriums aus der Studie. Eine Patientin konnte wegen ihres hohen Alters (82 Jahre) aufgrund des zweiten Kriteriums nicht teilnehmen, zwei PatientInnen wurden in einem BG Krankenhaus in Murnau operiert und haben aufgrund ihres Tumorleidens andere Begleiterkrankungen, die sie von einer Teilnahme abhielten. Von den verbleibenden zwei PatientInnen leidet eine unter einer Adipositas per magna, die das Gangbild stark beeinträchtigt, mit letzterem konnte im Zeitraum der Messungen keine terminliche Vereinbarung getroffen werden.

1 Die Angabe bezieht sich auf den dieser Arbeit zugrunde liegenden Messzeitraum bis einschließlich April 2007. Im Zeitraum bis zur Veröffentlichung fanden weitere Operationen statt, so dass die Anzahl bis September 2008 auf 41 PatientInnen angestiegen ist.

Anschließend werden die relevanten ProbandInnen Daten derer, die an der Studie teilgenommen haben, in der Reihenfolge der erfolgten EEFV Versorgung aufgeführt. Damit der jeweilige Grad der Mobilität einschätzbar wird, wurden alle ProbandInnen gefragt, wie lange sie die Prothese täglich tragen; ihre Antworten sind in der Tabelle mit vermerkt.

| | Proband 1 geb. 1979 | Proband 2 geb. 1947 | Probandin 3 geb. 1963 | Proband 4 geb. 1971 | Proband 5 geb. 1948 | Proband 6 geb. 1965 |
|-------------------------------|------------------------|------------------------|--------------------------|---------------------------|------------------------|---------------------------|
| Grund der Amputation | Verkehrsunfall | Arbeitsunfall | Ewing-Sarkom | Motorradunfall | Motorradunfall | Motorradunfall |
| Alter bei Amputation | 23 Jahre | 55 Jahre | 42 Jahre | 34 Jahre | 56 Jahre | 35 Jahre |
| Endomodul-implantation | 24.09.2003 | 05.11.2003 | 1990 ¹ | 28.07.2005 | 12.04.2006 | 26.04.2006/ 30.05.2006 |
| Stomaanlage | 29.10.2003 | 03.12.2003 | 22.06.2005 | 30.08.2005 | 23.05.2006 | 30.05.2006 |
| Vollbelastung | Nov. '03 | Feb. '04 | Aug. '05 | Sept. '05 | Juli '06 | Juli '06 |
| Kniegelenk | C-Leg | C-Leg | C-Leg | Hydraulisches Knie-System | C-Leg | C-Leg |
| Gebrauch | Ganztägig | Ganztägig | Ganztägig | Ganztägig | Ganztägig | Ganztägig |

Tabelle 2: ProbandInnen Daten

Um einen tieferen Einblick in die Mobilität und die lokomotorischen Fähigkeiten der ProbandInnen zu gewährleisten, sollen hier noch ein paar ausgesuchte Ergebnisse des von Clausen [3] ausgewerteten Fragebogens (s. Anhang 11.2.) in Bezug auf die Gehfähigkeit der ProbandInnen angegeben werden.

| | Proband 1 | Proband 2 | Probandin 3 | Proband 4 | Proband 5 | Proband 6 |
|---|---------------------------------------|----------------------------|-------------------------------------|---|------------------------------|---------------------------------|
| Fährt PKW (Automatik) | ja | ja | ja | ja | nein (Minibagger mögl.) | noch nicht |
| Steigt Treppen alternierend | ja | ja | vermieden | ja | nein | ja |
| Kann Leitern besteigen | ja | ja | vermieden | ja | ja | ja |
| Sport | Radfahren | Radfahren | Radfahren, Nordic Walking, Langlauf | Fahrradergometer | Reiten | noch rehabilitativ |
| Aussage über Bodenbeschaffenheit möglich | ja | ja | ja | ja | nein | ja |
| Arbeit | 35-Stunden-Vollzeit als Mechatroniker | MdE von 70% auf 50% zurück | Rente seit 2002, MdE 90 v. Hd | Elektroinstallateur 70% schwerbehindert | Selbständiger Bauunternehmer | Zimmermann, keine Einschränkung |

Tabelle 3: Ergebnisse der Fragebögen

Alle ProbandInnen verneinten zudem eine vermehrte Sturzneigung.

1 Die Probandin wurde nach der Diagnose des Ewing-Sarkoms zunächst mit einer kniegelenksüberbrückenden Tumorprothese versorgt. Nach wiederholten Stürzen in Verbindung mit Wundheilungsstörungen und schließlich einer Osteitis wurde 2005 die Amputation durchgeführt, wobei die immer noch reizfrei in das Femur integrierte Schaftkomponente durch die Implantation eines speziellen Mittelteiles für die Versorgung mit der EEFV erhalten werden konnte.

Die angegebene Literatur beschäftigt sich häufig mit dem Parameter der Reststumpflänge (z.B. [18],[19],[20]), welche immer positiv mit der komfortablen Ganggeschwindigkeit der ProbandInnen korreliert. Um untersuchen zu können, ob sich dieser Trend auch bei der osseointegrierten EEFP durchsetzt, wurde die Restlänge des der Führung der Prothese dienenden Femurs (gemessen von der Trochanter major Spitze bis zum distalen Knochenende) der sechs ProbandInnen bestimmt:

| Proband 1 | Proband 2 | Probandin 3 | Proband 4 | Proband 5 | Proband 6 |
|-----------|-----------|-------------|-----------|-----------|-----------|
| 27,50 cm | 22,50 cm | 23,10 cm | 30,50 cm | 18,10 cm | 20,20 cm |

Tabelle 4: Restfemurlänge der ProbandInnen

Außerdem sind hier noch einmal die für die spätere Auswertung der Messergebnisse wichtigen Angaben zur Dauer des Gebrauchs der EEFP vom Zeitpunkt der Versorgung bis zum Messtermin und, wenn zutreffend, von anderen konventionellen Schaftprothesen angegeben:

| | Proband 1 | Proband 2 | Probandin 3 | Proband 4 | Proband 5 | Proband 6 |
|--------------------------------------|-----------|-----------|-------------|-----------|-----------|-----------|
| Gebrauch der EEFP [Monate] | 34 | 36 | 16 | 15 | 5 | 6 |
| ProthesenträgerIn vorher seit | - | 9 Monaten | 15 Jahren | - | - | 5 Jahren |

Tabelle 5: Dauer des Prothesengebrauchs zum Zeitpunkt der Messung

Weiterführende Angaben in Bezug auf die anamnestischen Daten der ProbandInnen finden sich in der Arbeit von Clausen [3].

4.2. Methoden

Um das Gangbild der ProbandInnen zu bewerten musste ein geeignetes Messgerät aus der Summe der bestehenden Analysesysteme gesucht werden. Damit eine klinische Akzeptanz erlangt werden kann, wurden die von Brand und Crowninshield [63] definierten sechs Kriterien berücksichtigt:

1. Die gemessenen Parameter müssen mit den funktionellen Fähigkeiten der PatientInnen korrelieren
2. Die apparative Ganganalyse muss die Messung von Parametern erlauben, die sich einer direkten visuellen Erkennung und Quantifizierung durch die medizinische Fachkraft entziehen. Eine höhere Messgenauigkeit der apparativen Ganganalyse ist kein hinreichendes Argument für bessere Akzeptanz. Die gilt insbesondere dann, wenn der Parameter nur einer von vielen zur Charakterisierung des Ganges ist
3. Die gemessenen Parameter müssen eine klare Unterscheidung zwischen normal und abnormal ermöglichen
4. Die Messtechnik (z.B. das Anbringen der Sensorik) darf das Gangbild nicht beeinflussen
5. Die Messung muss genau und reproduzierbar sein
6. Die Resultate der Ganganalyse müssen anschaulich dargestellt werden. Der Erfahrungshorizont der Untersucherin/des Untersuchers sollte Berücksichtigung finden

Diese Aussagen besitzen auch heute noch weitgehend Allgemeingültigkeit wenn es darum geht, die Qualität des Ganges objektiv zu dokumentieren. Deswegen wurde versucht, ihnen beim Ausschuchen des Ganganalysesystems und der Ein- bzw. Ausschlusskriterien (dies betrifft v.a. das erste Kriterium) gerecht zu werden.

4.2.1. Das Fußdruckmesssystem der Firma medilogic

Für die vorliegende Arbeit wurde aus der Menge der Techniken und meßbaren Parameter ein für die Prüfung des Gliedmaßenersatzes via EEPF zweckmäßiges Verfahren in Form des medilogic Fußdruckmesssystems und darauf aufbauender computergestützter Ganganalyse genutzt. Bei dieser Messtechnik werden Druckwerte im Schuh via einlegbarer Druckmesssohle ermittelt und an ein ProbandInnenmodem gesendet, welches dieseR am Rücken trägt. Die Daten werden von da aus über Funk zu einem Computermodem gesendet.

Diese Technik hat den Vorteil, weitgehend kabellos zu arbeiten und somit den Gang der ProbandInnen nicht zu verfälschen; eine sofortige Sichtkontrolle der Messungen ist ebenfalls möglich.



Abbildung 4: Das medilogic Fußdruckmesssystem

Ein weiterer Vorteil bestand darin, dass die einzelnen PatientInnen nicht an einem einzigen Termin vor Ort sein mußten und somit größerer logistischer Aufwand und Kosten vermieden werden konnten. Das portable Messsystem erlaubte einen Wiederaufbau und Messungen an verschiedenen Tagen und dennoch unter weitgehend gleichen Bedingungen. Den zweiten, vierten und fünften von Brand und Crownsfield definierten Kriterien konnte mit diesem System somit weitestgehend Rechnung getragen werden. Weiterführende Angaben zum medilogic Fußdruckmesssystem finden sich auf der HerstellerInnenhomepage [64].

Letztlich in die Bewertung eingeflossen sind die im Konzept näher beschriebenen Größen, die aus der Summe der erfaßten Daten als am aussagekräftigsten und anschaulichsten gewählt wurden. Hinsichtlich der Bewertung und Interpretation der verwendeten Parameter wurde die vom Hersteller angefertigte systeminterne Vergleichsdatenbank in die Auswertung integriert. Hierdurch konnten die jeweiligen Messungen mit den Werten einer Gruppe von gangunauffälligen ProbandInnen verglichen und ein von der „Norm“ ausgehender „Sollwert“ in die Auswertung einbezogen werden, der somit eine qualitative Aussagen über die Güte der Prothesenversorgungen zuließ (drittes Kriterium nach Brand und Crownsfield). Die Beschreibung der Anfertigung dieser Datenbank und ihrer wissenschaftlichen Erprobung lässt sich bei Hegewald [10] nachlesen.

4.2.2. Konzept

Die Ganganalyse via Fußdruckmesssystem erlaubt die Auswertung einer großen Anzahl von Parametern, die den Umfang dieser Arbeit deutlich sprengen würde. Es war somit notwendig, eine Auswahl zu treffen, die die Güte der prothetischen Versorgung darzustellen vermochte. Als zentraler Parameter wurde zunächst bei jeder Messung die frei gewählte Ganggeschwindigkeit der ProbandInnen betrachtet, da in einer Reihe von wissenschaftlichen Arbeiten (s.u.) bewiesen wurde, dass diese stark mit den lokomotorischen Fähigkeiten eines Menschen korreliert. Darüber hinaus wurden weitere Parameter untersucht, die die Gangsicherheit der ProbandInnen veranschaulichen sollen, da die Wiederherstellung eben dieser zu den Hauptaufgaben der Versorgung nach einer Oberschenkelamputation zählen muß. Ausgehend von der Annahme, dass neben der Gangsicherheit auch die Rekonvaleszenz zu einem möglichst unauffälligen Bewegungsmuster im Fokus der Behandlungsmaßnahme stehen muss, wurde letztere in die Bewertung mit einbezogen. Die hier behandelten Gütekriterien sind somit

- die Ganggeschwindigkeit
- das Maß der Gangsicherheit und
- das möglichst unauffällige Gangbild

Für die ersten beiden Kriterien war das Heranziehen eines Sollwerts notwendig, um qualitative Aussagen machen zu können. Bei der Auswertung des unauffälligen Gangbildes konnte dagegen zumeist die betroffene mit der nicht betroffenen Seite der ProbandInnen verglichen werden (s.u.)

Vorweg ist zu erwähnen, dass sich bei der Auswertung der Daten auf einen "mittleren Schritt" bezogen wird. Hierbei erfasst das Messsystem solange die Daten (die zeitliche Abfolge von Schritten), bis es einen gültigen Durchschnitt berechnen kann. Dies wird durch ein mathematisches Verfahren gewährleistet, welches stark vom Mittel abweichende Schritte eliminiert. Der mittlere Schritt lässt sich bei einer gangunauffälligen Person mit dem medilogic System graphisch wie folgt darstellen:

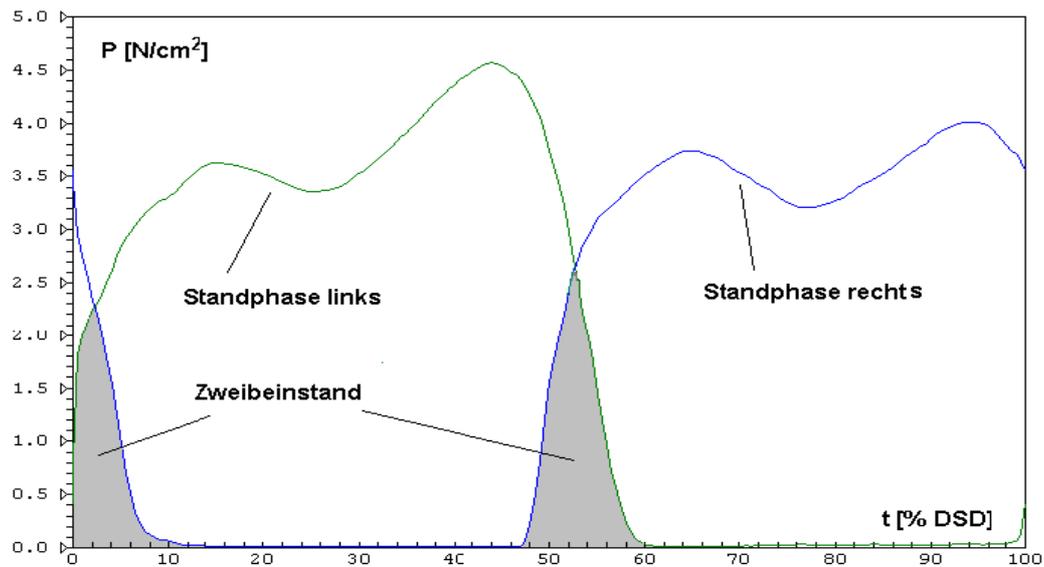


Abbildung 5: Belastungen während eines (mittleren) Doppelschrittes

In dieser Abbildung sind die Standphasen des rechten bzw. linken Beins und der Zweibeinstand des mittleren Sohlendruckes unter dem Fuß, normiert durch den Körpergewichtsdruck, dargestellt. Die Parameter werden auf der Abszisse in Prozent der Doppelschrittdauer (%DSD); auf der Ordinate wird der Druck P in $[N/cm^2]$ angegeben. Es lässt sich deutlich ein zweigipfliger mittlerer Druckverlauf der beiden Standphasen erkennen. Dieser ist typisch für das Gehen einer gangunauffälligen Person bei mittlerer Geschwindigkeit [10]. Dabei resultiert das erste Druckmaximum aus dem Abbremsvorgang während der Lastübernahme des jeweiligen Beines. In ungefähr der Mitte der Standphase führt das Nachfedern des Knies zu einer Teilentlastung des Fußes und der Druck nimmt etwas ab. Am Ende der Standphase erfolgt der Abstoß des Ballens, was erneut einen Druckanstieg zur Folge hat.

Es ist sinnvoll, möglichst reproduzierbare und über die Meßdauer einheitliche Bedingungen zu schaffen, um den mittleren Schritt der ProbandInnen auch als für sie typisch annehmen zu können. Daher bot sich die Messung auf einem Laufband an, da hier eine gleichbleibende Geschwindigkeit eingehalten wird, die von den einzelnen Personen jedoch selbst bestimmt werden konnte. In den betrachteten Fällen fanden somit zufällige Einzelereignisse wenig Beachtung, obwohl diese natürlich u.U. auch zu einer erhöhten Sturzgefahr führen könnten. Für die Einzelschrittauswertung wurde in dieser Arbeit die Standardabweichung von Doppelschritt- und Standphasenabweichung (s.u.) bestimmt, um dieser Überlegung Rechnung zu tragen. Sie stellt somit ein weiteres - allerdings leicht untergeordnetes - Gütekriterium des Ganges dar.

Die Messungen erfolgten in der Ebene bei freiem Laufen, bei einer 4%igen Steigung auf dem Laufband und bergab mit einer Neigung von 4% auf dem Laufband. Die beiden letzten Messungen sollten eine zusätzliche Provokation der Versorgung darstellen, um Aufschluss über ihre Güte zu erhalten.

4.2.2.1. Die Ganggeschwindigkeit

In ihrer Arbeit über den menschlichen Gang fanden Inman et al. [6], dass bei freier Wahl der Ganggeschwindigkeit diese vom Menschen so gewählt wird, dass der Energieverbrauch minimal ist. Jeder Meter wird durch Einstellen von Schrittlänge und -Frequenz so energieoptimal wie möglich zurückgelegt. Yamasaki et al. [65] sowie Bronner [66] bezeichneten das frei gewählte Tempo als komfortable Geschwindigkeit und stellten fest, dass sie ein sehr persönliches Merkmal des Gehverhaltens darstellt und der Gang dabei am gleichmäßigsten ist. Da sie von den körperlichen Proportionen abhängt (Menschen mit langen Beinen gehen in der Regel schneller als Menschen mit kurzen Beinen) erweist es sich als zweckmäßig eine relative Geschwindigkeit zu definieren, die sich aus dem Quotient aus Geschwindigkeit und Körpergröße ergibt:

$$v_{\text{rel}} = v/\text{Körpergröße}$$

als Einheit ergibt sich [1/s]

Laut Hegewald [10] stellt eine starke Verlangsamung der Geschwindigkeit ein sicheres Indiz für ein pathologisches Geschehen dar. In seiner Arbeit definiert er fünf Geschwindigkeitsbereiche für ProbandInnen mit unauffälligem Gangbild, die eine Bewertung des von ihnen gewählten Tempos zulässt. Aufgrund seiner Messungen bei einer Gruppe von Personen mit Ober- und Unterschenkelprothesen oder anderen körperlichen Beeinträchtigungen befand er zusätzlich eine andere Einteilung in nur vier Geschwindigkeitsbereiche als sinnvoll, um dem Handicap bei der Bewertung Rechnung zu tragen.

| Geschwindigkeitsbereich | Bewertung |
|---------------------------|--------------|
| $v_{rel} < 0,2$ | sehr langsam |
| $0,2 \leq v_{rel} < 0,52$ | langsam |
| $0,52 \leq v_{rel} < 0,9$ | mittel |
| $0,9 \leq v_{rel} < 1,15$ | schnell |
| $v_{rel} \geq 1,15$ | sehr schnell |

Tabelle 6: Geschwindigkeitsbereiche für ProbandInnen mit unauffälligem Gangbild aus Hegewald [10]

| Geschwindigkeitsbereich | Bewertung |
|--------------------------|--------------|
| $v_{rel} < 0,3$ | langsam |
| $0,3 \leq v_{rel} < 0,4$ | mittel |
| $0,4 \leq v_{rel} < 0,7$ | schnell |
| $v_{rel} \geq 0,7$ | sehr schnell |

Tabelle 7: Geschwindigkeitsbereiche für ProbandInnen mit Beeinträchtigungen aus Hegewald [10]

Bei der Auswertung der erhobenen Daten wird auf diese Bewertung zurückgegriffen, zumal Hegewald seine Ergebnisse ebenfalls durch eine Ganganalyse via Druckmesssohlen erhielt. Da einige der Messungen für diese Arbeit auf dem Laufband erfolgten, sei hier aber schon einmal vorweg darauf verwiesen, dass die komfortable Geschwindigkeit dabei im allgemeinen geringer ist als im Laufgang. Diese Tatsache wurde ebenfalls von Hegewald [10] beschrieben und soll bei der Auswertung der Daten berücksichtigt werden.

4.2.2.2. Die Gangsicherheit

Wie schon erwähnt liegt ein Hauptaugenmerk bei der prothetischen Versorgung nach Oberschenkelamputation für die Betroffenen auf dem Wiedererlangen des möglichst freien und sicheren Gehvermögens. Eine Reihe von Literaturwerken (u.a. [10], [23], [67]) beschreibt verschiedene messbare Parameter, die sich für die Bewertung der Gangsicherheit eignen. Aussagekräftig und mit dem Fußdruckmesssystem leicht ermittelbar sind

- die relative Doppelschrittlänge
- die Dauer des Zweibeinstandes
- die Standphasendauer beider Seiten
- die effektive Fußlänge sowie
- einige Belastungsparameter

die somit in die Auswertung dieser Arbeit einfließen. Wie die Parameter im einzelnen genau ermittelt bzw. berechnet werden, lässt sich bei Hegewald [10] nachlesen.

4.2.2.2.1. Die relative Doppelschrittlänge

Wie weiter oben schon ausgeführt wurde, besteht ein vollständiger Gangzyklus aus einem Doppelschritt. Die Doppelschrittlänge L ist die Wegstrecke, die dabei zurückgelegt wird. Auch sie hängt von den Körpermaßen der Versuchsperson ab und deswegen ist es sinnvoll, eine relative Doppelschrittlänge zu definieren:

$$L_{\text{rel}} = L/\text{Körpergröße}$$

Viele wissenschaftliche Arbeiten (u.a. [10], [67]) haben dabei herausgestellt, dass eine kurze Schrittlänge ein Indiz für einen unsicheren Gang ist.

4.2.2.2.2. Die Standphasendauer

Sie wird für linkes und rechtes Bein getrennt berechnet und beschreibt die Zeitdauer eines Doppelschrittes, in der entweder das linke oder das rechte Bein Bodenkontakt hat. Die Maßeinheit ist [% DSD]. Wie bei der Beschreibung des Gangzyklus in 3.1. erwähnt wurde, zeichnet sich das Gehen dadurch aus, dass die Standphase eines Beines länger ist als seine Schwungphase.

4.2.2.2.3. Die Dauer des Zweibeinstandes

Entsprechend dem in 3.1. beschriebenen Gangzyklus lässt sich ein Doppelschritt in verschiedene Phasen unterteilen. Der Anteil, bei dem beide Füße den Boden kontaktieren, wird Zweibeinstand genannt und in Prozent der Doppelschrittdauer (%DSD) angegeben. Wieder korreliert die Länge des Zweibeinstandes mit der Gangsicherheit; je länger beide Füße den Boden berühren desto unsicherer ist der Gang.

4.2.2.2.4. Die effektive Fußlänge

Laut einschlägiger Literatur (s.o.) wird der Fuß bei einem unsicheren Gang wenig abgerollt. Die sog. effektive Fußlänge wird dabei in Prozent der wirksamen Sohlenlänge (Abstand zwischen den beiden in Längsrichtung des Fußes am weitesten auseinander liegenden Drucksensoren) angegeben. Jedoch hat sich bei Hegewalds Untersuchungen [10] zur Schaftprothesenversorgung nach Oberschenkelamputation gezeigt, dass die PatientInnen den künstlichen Fuß auf der betroffenen Seite oft sogar stärker abrollen als den gesunden. Dies führte er auf ein erhöhtes Maß an Konzentration beim Aufsetzen und Abrollen des Fußes auf der betroffenen Seite zurück und ist bei der Auswertung des Ganges nach Versorgung mit einer EEFP zu berücksichtigen.

4.2.2.2.5. Die Belastungsparameter

Mit den verwendeten Druckmesssohlen lassen sich die Belastungen einzelner Sensorenbereiche erfassen, die in der softwaresysteminternen Auswertung als Vorfuß-, Mittelfuß-, Fersen-, Außen-, Innen- und Gesamtbelastung zusammengefasst sind. Die gemessenen Absolutwerte dieser Parameter lassen sich wieder mit den Daten der gangunauffälligen Vergleichsgruppe gegenüberstellen. Dabei dienen die Flächen (Integrale) unter den jeweiligen Druck-Zeitkurven des mittleren Schrittes als Maß für die Belastung der zugehörigen Sohlenbereiche. Um Aussagen über die Gangsicherheit treffen zu können, interessieren dabei natürlich vorrangig die Werte der betroffenen Seite, auf der die EEPF getragen wird. Aufgrund des Designs der künstlichen Füße ist allerdings eine Einzelauswertung der unterschiedlichen Sensorenbereiche schwer mit dem Sollwert vergleichbar. Auch sollen betroffene und nicht betroffene Seite erst bei der Auswertung des Gangbildes gegenübergestellt werden, trotzdem ihr Vergleich auch Rückschlüsse auf die Gangsicherheit zulässt. Um diese Tatsache nicht zu vernachlässigen, wurde bei der Auswertung der Belastungsparameter zusätzlich eine graphische Darstellung herangezogen. Zum besseren Verständnis sei diese hier an einem Beispiel erläutert:

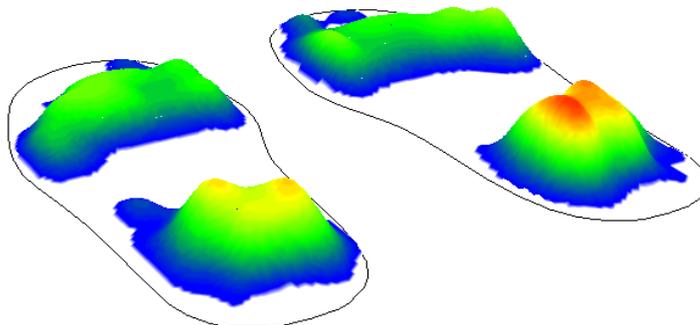


Abbildung 6: Druckimpuls der Sohlenbereiche bei einem gangunauffälligen Probanden

Ausgewertet wurde hier der Druckimpuls der unterschiedlichen Sohlenbereiche. Dieser ergibt sich aus dem Produkt von Druck $[N/cm^2]$ und Zeit $[s]$. Er wird für jeden Sensor berechnet und auf einen Schritt normiert. Bei dieser Darstellung findet also auch die Dauer der Belastung Berücksichtigung; es werden also auch Bereiche hervorgehoben, in denen z.B. über eine längere Zeit eine mittlere Belastung vorherrscht. Ausgehend von der Annahme, dass das Tragen einer Prothese den Gang unsicherer werden lässt und die Betroffenen sich daher oft davor scheuen, größere Gewichtslast über einen längeren Zeitraum auf die betroffene Seite zu verlagern, soll die Impulsgraphik bei den einzelnen Messungen untersucht werden. Die hier angeführte Abbildung stellt dabei einen Vergleich zu einem gangunauffälligen Probanden her.

4.2.2.3. Das unauffällige Gangbild

Trotz der zum Teil nicht völlig eindeutig ziehbaren Trennlinie zwischen der Gangsicherheit und der Gang(un)auffälligkeit lassen sich mit dem Sohlendruckmesssystem einige Parameter bestimmen, die sich eher dem zweiten Kriterium zuordnen lassen. Ein unauffälliger Gang wird laut Försterling et al. [68] unter anderem dadurch charakterisiert, dass sich visuell kein Unterschied zwischen linker und rechter Seite feststellen lässt. Nach einer Versorgung mit der EEFP können also die Werte der betroffenen und der nicht betroffenen Seite der ProbandInnen miteinander verglichen werden. Aus der Summe der Daten sind für die Auswertung dabei zunächst

- die Symmetrie der Standphasendauer
- die Symmetrie der Gesamtbelastung und
- die Symmetrie der effektiven Fußlänge

betrachtet worden. Symmetrieparameter errechnen sich mit den Gangparametern der linken und der rechten Seite nach folgender Formel:

$$(\text{rechts}-\text{links})/(\text{rechts}+\text{links}) \cdot 100\%$$

die Einheit ist somit Prozent. Bei einem größeren rechten Gangparameter wird die zugehörige Symmetrie positiv; ist der linke Gangparameter größer wird sie negativ.

Eine graphische Darstellungsweise zur Veranschaulichung ergibt sich, indem man wieder den Druckverlauf beim gemessenen mittleren Schritt der ProbandInnen bestimmt und ihn wie in Abbildung 5 gegen die prozentuale Doppelschrittdauer aufträgt. Um einen direkten Vergleich von betroffener und nicht betroffener Seite anstellen zu können, erlaubt die medilogic Software eine Kompensation der Phasenverschiebung zwischen linkem und rechtem Bein. Anhand dieser graphischen Darstellung kann eine Aussage über die Symmetrie des Belastungsverlaufs getroffen werden.

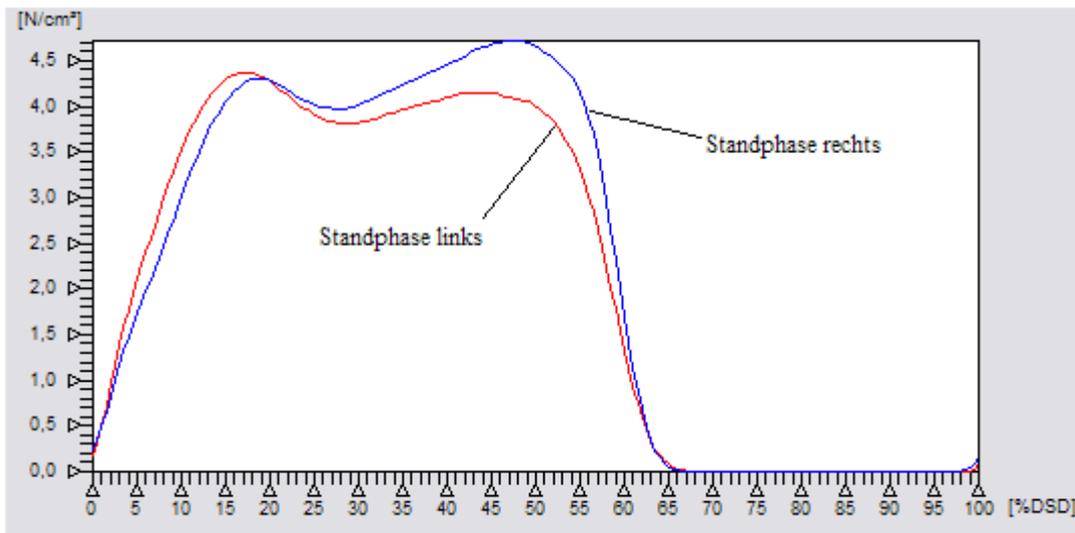


Abbildung 7: mittlerer Schritt mit Phasenverschiebung bei gangunauffälligem Probanden

Die Symmetrie von Standphasendauer und Belastung werden hier schnell ersichtlich. Die Symmetrie der effektiven Fußlänge hingegen lässt sich graphisch besser bei den folgenden Darlegungen erfassen.

Weitere Aussage über das Gangbild lassen sich anhand der Betrachtung des Körperschwerpunktes machen. Dieser wird sowohl vertikal als auch horizontal verlagert (s. 3.1.) und seine exakte Berechnung wird nur dann möglich, wenn genaue Kenntnis der Lage aller Punkte des menschlichen Körpers vorliegt. Jedoch lässt sich ein einfaches Abbild des Schwerpunktverlaufes auch bei der Messung via Druckmesssohle erstellen, indem man ihn in der Horizontalebene unter den Füßen bestimmt. Genauere Angaben hierzu finden sich wieder bei Hegewald [10]; an dieser Stelle sei ein Beispiel für die sog. Zyklusgramm-Darstellung bei einem gangunauffälligen Probanden gegeben:

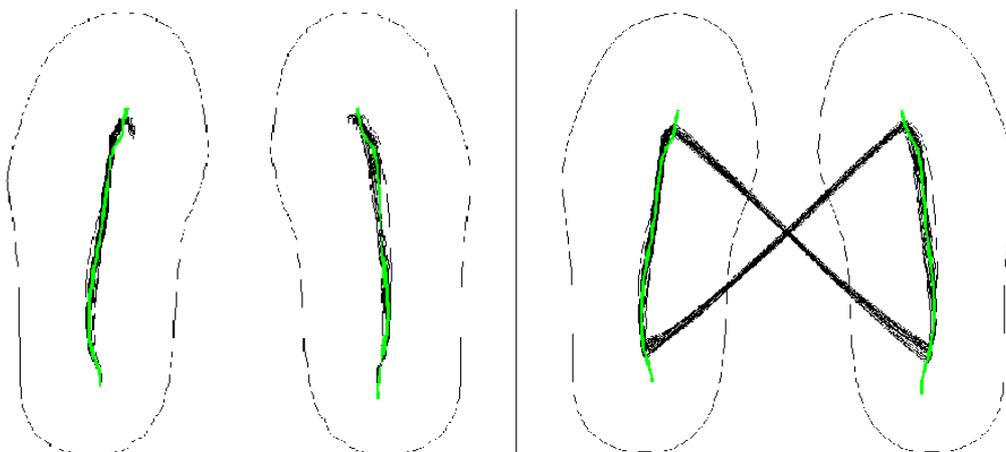


Abbildung 8: Ganglinien und Zyklusgramm bei einem gangunauffälligen Probanden

Die Abbildung enthält Informationen sowohl über den Verlauf des Druckschwerpunktes des gesamten Sohlensystems (es wurde über alle linken und rechten Sohlensensoren summiert) als auch über die Ganglinien, welche in der Biomechanik oft als graphisches Abbild für das Abrollverhalten beim Gehen genutzt wird. Die Ganglinien ergeben sich dabei bei der getrennten Auswertung der Druckschwerpunkte von linker und rechter Sensorsohle. Die einzelnen Linien repräsentieren dabei jeweils einen Schritt und die charakteristische „Schmetterlingsform“ der rechten Zyklusgrammdarstellung korreliert wieder mit der Symmetrie des Ganges, also seiner Unauffälligkeit. Als grüne Linie ist dabei die mittlere Ganglinie, also die Ganglinie des mittleren Schrittes angezeigt. Aus ihr ergibt sich der oben beschriebene Parameter der effektiven Fußlänge.

Die Ganglinienbreite errechnet sich nun aus der Standardabweichung der Ganglinie quer zum Fuß. Sie ist für links und rechts getrennt anzugeben. Während zu schmale Ganglinien auf Koordinationsstörungen hinweisen können, geben auch zu breite Ganglinien einen Hinweis auf eine Gangstörung.

Die medilogic Software gibt einen Sollwert für die Ganglinienbreite vor; hier soll allerdings vornehmlich die Symmetrie von linkem und rechtem Bein untersucht werden. Dabei ist darauf hinzuweisen, dass auch sehr gangtrainierte Menschen (Sportler) oftmals eine sehr schmale Ganglinie aufweisen, da ihr Laufverhalten durch die viele Übung oft sehr „standardisiert“ ist. Eine physiologische Ganglinie ist oft breiter, da kleine Ausgleichsbewegungen nach links und rechts bei jedem Schritt vorgenommen werden. Dies ist bei einem künstlichem Fußgelenk nicht länger möglich, so dass die Ganglinie nach Oberschenkelamputation erwartungsgemäß auf der betroffenen Seite sehr schmal ausfällt, da auch hier der Schritt nur sehr „standardisiert“ durchgeführt werden kann. Zudem werden die Werte auch stark von der Art des Schuhs, der gewählten (komfortablen) Geschwindigkeit und von der Tatsache, dass zwei Messungen auf einem Laufband erfolgten, beeinflusst. Letzteres führt oft zu einer breiteren Ganglinie, da Schwankungen des Körperschwerpunktes quer zur Gangrichtung nicht, wie im Laufgang, durch geringfügige Richtungsänderungen ausgeglichen werden können und die Korrektur damit durch Ausgleichsbewegungen des Standbeins erfolgt. Dies führt wieder zu einer Verbreiterung der Ganglinie bei funktionsfähigen Gelenken. All diese Punkte sind somit bei der Auswertung der Ganglinienbreite zu berücksichtigen.

4.2.2.4. Die Standardabweichung

Bisher ging sämtliche Auswertung aus oben genannten Gründen vom „typischen“ Schritt der ProbandInnen aus. Das Gangbild wird allerdings auch von unvorhergesehenen Ereignissen wie z.B. Stolpern geprägt. Die Häufigkeit dieser Ereignisse korreliert u.U. auch mit der Gangsicherheit und dem unauffälligen Gangbild der Personen. Um dies zu berücksichtigen soll die Standardabweichung von Doppelschritt- und Standphasendauer im Rahmen dieser Arbeit zur Einzelschrittauswertung herangezogen werden. Eine große Standardabweichung vom mittleren Schritt kann für viele Einzelereignisse während der Messung sprechen. Sie stellt somit auch ein Indiz für einen unsicheren Gang mit vielen Unregelmäßigkeiten dar. Wie nachfolgend beschrieben, wurde die erste der drei Messungen jeweils in der Ebene im Raum durchgeführt. Die ProbandInnen liefen mehrmals eine Wegstrecke hin und her. Dabei mußten sie allerdings jedesmal eine Drehung am Ende der Strecke durchführen, so dass ca. jeder 10. Schritt eine große Standardabweichung mit sich bringen würde, da er nicht auf einer Geraden durchgeführt wurde. Aus diesem Grund wird die Standardabweichung bei der ersten Messung nicht mit angeführt; sie eignet sich nur zur Auswertung der beiden anderen auf dem Laufband erfolgten Messungen.

4.2.3. Messanordnung

Die sechs ProbandInnen wurden gebeten, nach Angabe ihrer Schuhgröße die passende Druckmesssohle in ihr Schuhwerk einzulegen. Dabei wurden sie vorher darauf hingewiesen, zum Messtermin ihre gewöhnlichen Schuhe zu tragen, um ein möglichst alltägliches Gangbild zu gewährleisten. Nach Einlage der Druckmesssohle und Anbringen des ProbandInnenmodems erfolgte eine kurze Einlaufphase, wie vom Hersteller empfohlen. Diese dient dazu, mögliche Gangunsicherheiten, die durch die leicht veränderte Auftrittfläche zustande kommen kann, auszuschalten. Anschließend erfolgten die Messungen.



Abbildung 9: freies Gehen in der Ebene

1. Gehen in der Ebene

Die ProbandInnen liefen mehrmals auf einer definierten gerade Strecke von 8 m hin- und her; das Tempo wählten sie dabei selbst. Wenn das System genug Daten gesammelt hatte, um einen mittleren Schritt bestimmen zu können, wurde die zurückgelegte Strecke nachgemessen. Bei der Auswertung muß hier die Angabe der Standardabweichung entfallen, da es während des Umdrehens zwangsläufig zu Abweichungen vom typischen Schritt kommt.

2. Gehen auf dem Laufband mit Steigung von 4%

Danach hatten die ProbandInnen ca. zwei Minute Zeit, sich auf einem bereitgestellten Laufband einzulaufen. Die Geschwindigkeit ließ sich via einfachem Knopfdruck in kleinen Schritten verstellen. Das Laufband wies bei der zweiten Messung eine Steigung von 4% auf, da auch im Alltag häufig ein derartiger Anstieg bewältigt werden muss. Die ProbandInnen wurden gebeten, ein für sie angenehmes Tempo einzustellen. Sobald sie dies getan und sich augenscheinlich sicher und möglichst ohne den Gebrauch der seitlich angebrachten Stützen bewegten, wurde die Messung gestartet.

3. Gehen auf dem Laufband mit einer Neigung von 4%

Zuletzt wurde der hintere Teil des Laufbands so aufgebockt, dass eine Neigung von 4% entstand. Auch hierbei wurde der Winkel so gewählt, dass er eine im Alltag typische Anforderung darstellte. Wieder erfolgte die Messung nach der obligatorischen Einlaufzeit und dem Einstellen der komfortablen Geschwindigkeit von Seiten der ProbandInnen, wobei sie wieder gebeten wurden, möglichst keinen Gebrauch von den seitlichen Armstützen zu machen.



Abbildung 10: Gehen auf dem Laufband mit Neigung

Die erhobenen Daten wurden dabei in Echtzeit per Funk auf ein im Raum befindliches Computermodem und einen Rechner übertragen, der die sofortige Visualisierung der Messungen erlaubte. Der genaue Beginn der jeweiligen Messung wurde vom Computer aus festgelegt und den ProbandInnen nicht mitgeteilt, damit sie sich nicht plötzlich vermehrt auf ihren Gang konzentrierten. Die Dauer der einzelnen Messungen lag immer zwischen einer halben und einer vollen Minute (die Bestimmung des mittleren Schrittes konnte also jedesmal problemlos erfolgen).

5. Ergebnisse

Die Auflistung der Messergebnisse soll hier wieder chronologisch nach Versorgungstermin erfolgen. Um ein besseres Verständnis zu gewährleisten sind bei den Ergebnissen der 1. Messung von Proband 1 noch einmal die Abbildungen und Graphiken mit angegeben. Bei den folgenden Auswertungen wird hierfür mit Ausnahme des mittleren Schrittes, der Impulsgrafik und der Ganglinien- / Zyklusgrammdarstellung auf den Anhang verwiesen, damit ein besserer Lesefluss gegeben ist. Die Ergebnisse von den andern fünf ProbandInnen werden außerdem vermehrt tabellarisch angegeben, damit die Übersicht erleichtert und der Umfang der Darstellung möglichst gering gehalten wird. Es sei darauf hingewiesen, dass bei den Kurven des mittleren Schrittes die Darstellung der mit der EEFV versorgten Seite stets in rot, die der nicht betroffenen Seite stets in blau erfolgt.

5.1. PROBAND 1) betroffene Seite: links

5.1.1. Messung: freies Gehen in der Ebene

5.1.1.1. Die relative Geschwindigkeit

Die relative Geschwindigkeit beim freien Gehen beträgt 0,6 / s

Mittlerer Schritt:

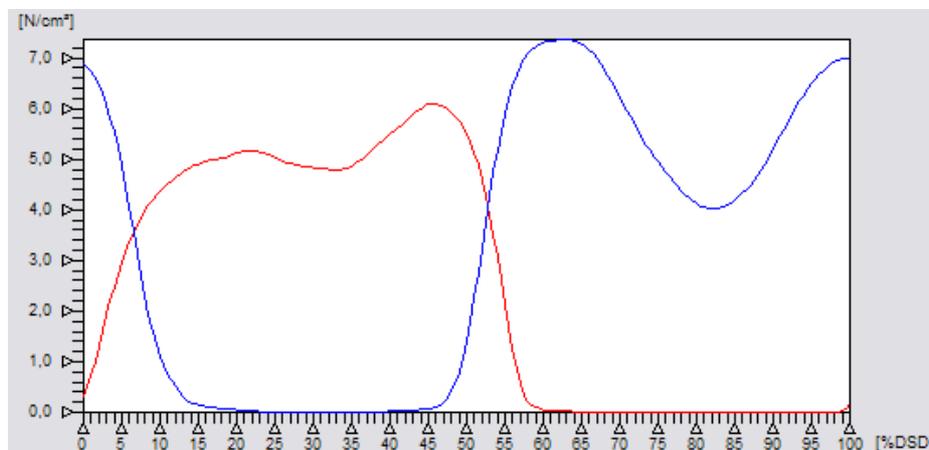


Abbildung 11: mittlerer Schritt von Proband 1, 1. Messung

Die Graphik zeigt die typischen zweigipfligen Druckverläufe für die Standphasen beider Beine bei komfortabler Geschwindigkeit. Jedoch tritt das erste Druckmaximum der rechten nicht betroffenen Seite überdurchschnittlich deutlich hervor; danach nimmt der Druck während der Belastung des Mittelfußbereiches – wohl durch ein starkes Nachfedern im Knie – relativ stark ab.

| Allgemeine Gangparameter | | | | | | |
|----------------------------|------|-------|--------|------|----|------|
| | Ist | Soll | | | | |
| Geschwindigkeit [km/h] | 3,7 | | | | | |
| Rel. Geschwindigkeit [1/s] | 0,60 | | | | | |
| Doppelschrittlänge [m] | 1,05 | ≈ | 1,19 | | | |
| Rel. Doppelschrittlänge | 0,60 | ≈ | 0,68 | | | |
| Doppelschrittdauer [s] | 1,01 | < | 1,17 | | | |
| Zweibeinstand [%DSD] | 19,5 | ≈ | 22,5 | | | |
| | | Links | Rechts | | | |
| | Ist | Soll | Ist | Soll | | |
| Standphasendauer [%DSD] | 56,5 | << | 61,6 | 63,0 | ≈ | 61,6 |
| Effektive Fußlänge [%] | 79,9 | >> | 69,7 | 61,1 | << | 69,7 |
| Ganglinienbreite [%] | 3,6 | ≈ | 3,8 | 6,1 | > | 3,8 |

| Belastung | | | | | | |
|---------------------------------|-------|------|--------|------|---|------|
| | Links | | Rechts | | | |
| | Ist | Soll | Ist | Soll | | |
| Vorfuß [N/cm ² s] | 3,43 | ≈ | 2,50 | 5,00 | > | 2,50 |
| Mittelfuß [N/cm ² s] | 0,15 | < | 1,50 | 2,23 | ≈ | 1,50 |
| Ferse [N/cm ² s] | 3,65 | ≈ | 4,10 | 2,10 | ≈ | 4,10 |
| Außen [N/cm ² s] | 2,35 | ≈ | 2,80 | 3,68 | ≈ | 2,80 |
| Innen [N/cm ² s] | 2,89 | ≈ | 2,70 | 3,14 | ≈ | 2,70 |
| Gesamt [N/cm ² s] | 2,62 | ≈ | 2,80 | 3,39 | ≈ | 2,80 |

Abbildung 12: Parameter zur Gangsicherheit von Proband 1, 1. Messung

5.1.1.2. Die Gangsicherheit

- die **relative Doppelschrittlänge** liegt im Normbereich
- die **Standphasendauer** der linken betroffenen Seite deutlich ist deutlich verkürzt; die der rechten, nicht betroffenen Seite liegt hingegen wieder im Normbereich
- die **Dauer des Zweibeinstandes** ist weder verkürzt noch verlängert
- die **effektive Fußlänge** ist auf der Prothesenseite deutlich verlängert, auf der gesunden Seite hingegen deutlich verkürzt

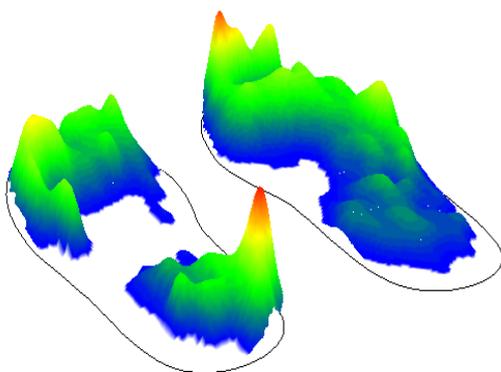


Abbildung 13: Verlauf der Druckimpulse von Proband 1, 1. Messung

- die **Belastungsparameter** zeigen insgesamt keine großen Auffälligkeiten verglichen zu den Normwerten. Die Drucksensoren werden recht gleichmäßig belastet mit wenigen Ausnahmen: die rechte nicht betroffene Seite weist ein Maximum im Vorfußbereich auf; die linke Seite zeigt geringere Druckverläufe im Mittelfußbereich. Letzteres ist allerdings auch auf das Design des künstlichen Fußes zurückzuführen. Außerdem wird die Ferse der mit der EEPF versorgten Seite längere Zeit mehr belastet.

5.1.1.3. Das Gangbild

Symmetrie $((\text{Rechts}-\text{Links})/(\text{Rechts}+\text{Links}) \cdot 100\%)$

| | Ist | | Soll |
|-------------------------|-------|----|------|
| Standphasendauer [%] | 5,4 | >> | 0,0 |
| Effektive Fußlänge [%] | -13,3 | << | 0,0 |
| Belastung Vorfuß [%] | 18,6 | > | 0,0 |
| Belastung Mittelfuß [%] | 87,7 | >> | 0,0 |
| Belastung Ferse [%] | -26,9 | << | 0,0 |
| Belastung Außen [%] | 22,0 | >> | 0,0 |
| Belastung Innen [%] | 4,1 | ≠ | 0,0 |
| Belastung Gesamt [%] | 12,9 | > | 0,0 |

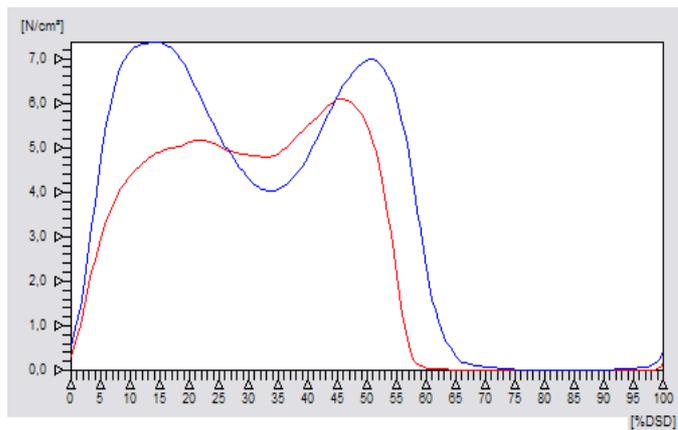


Abbildung 14: Symmetrieparameter von Proband 1, 1. Messung
 Abbildung 15: Phasenverschiebung des mittleren Schrittes von Proband 1, 1. Messung

- die **Symmetrie der Standphasendauer** ist deutlich auf die nicht betroffene rechte Seite verschoben; die Graphik veranschaulicht dies anhand der unterschiedlichen Endpunkte der zwei Kurven
- die **Symmetrie der Gesamtbelastung** ist hingegen weniger deutlich zur rechten Seite hin verschoben
- die **Symmetrie der effektiven Fußlänge** verschiebt sich auf die Seite der EEFP, welche damit länger abgerollt wird
- der **Verlauf des Körperschwerpunktes**

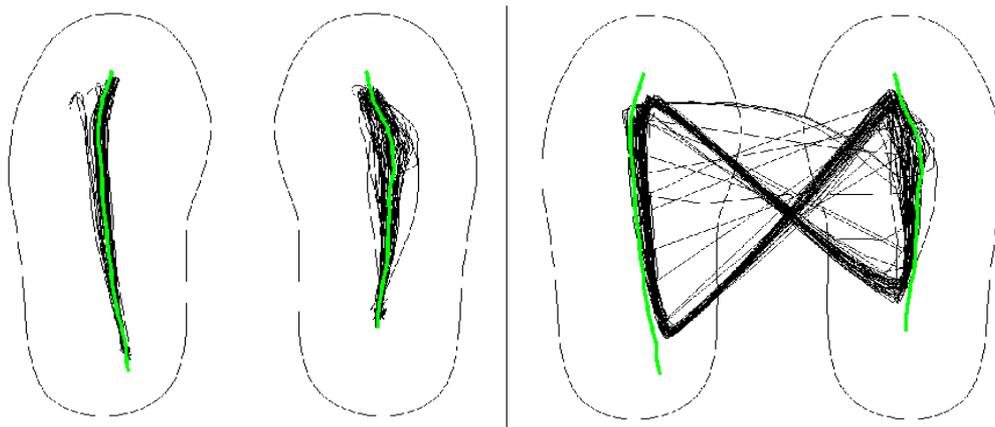


Abbildung 16: Ganglinien und Zyklogramm von Proband 1, 1. Messung

Anhand der Grafik lässt sich zunächst noch einmal das überdurchschnittlich ausgeprägte Abrollverhalten der EEFP-versorgten linken Seite erkennen. Die Ganglinie ist dabei verglichen zur rechten Seite sehr schmal, was mit den Ergebnissen zum Prothesengang von Hegewald [10] übereinstimmt.

Auf der rechten Seite können kleinere Ausgleichsbewegungen nach links und rechts vorgenommen werden, die Ganglinie ist folglich breiter. Das Zyklogramm weist keine übermäßige Asymmetrie auf; einzelne quer verlaufende Linien weichen stärker ab, was sich aber auf das Umdrehen zurückführen lässt, welches bei dieser Messung in der Ebene mehrmals erfolgen mußte. Die "Schmetterlingsform" ist deutlich zu erkennen, der mittlere Schwerpunkt leicht auf die gesunde rechte Seite verschoben.

(Standardabweichung entfällt bei der 1. Messung)

5.1.2. Messung: Gehen in der Ebene auf dem Laufband

Kommentar: Der erste Proband wurde nicht beim Bergab- sondern beim Gehen in der Ebene vermessen. Weil ersteres eine noch größere Provokation der prothetischen Versorgung darstellt, wurde dies bei den nachfolgenden Messungen geändert. Hier kann jedoch nur Bezug auf die Beanspruchung der Versorgung beim Laufen in der Ebene und beim Hinaufgehen (3. Messung) genommen werden.

5.1.2.1. Die relative Geschwindigkeit

Die relative Geschwindigkeit in der Ebene auf dem Laufband beträgt 0,88 / s

Mittlerer Schritt:

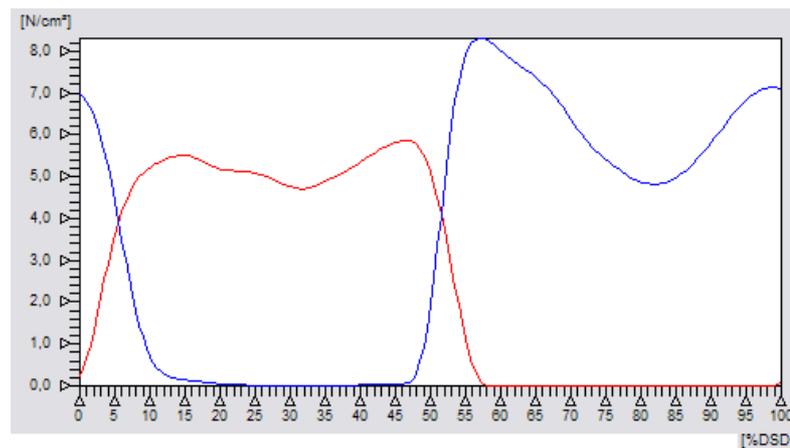


Abbildung 17: mittlerer Schritt von Proband 1, 2. Messung

Bei der rechten gesunden Seite ist das erste Maximum höher als das zweite, dazwischen liegt ein auffälliges Minimum. Auf der Seite der EEFV ist das erste Maximum etwas höher als das zweite, der Niveauunterschied jedoch nicht groß und das dazwischenliegende Minimum wenig ausgeprägt.

5.1.2.2. Die Gangsicherheit

(s. Anhang Abbildung 57)

- **die relative Doppelschrittlänge** liegt im Normbereich
- **die Standphasendauer** der linken betroffenen Seite ist deutlich verkürzt, die der rechten nicht betroffenen Seite wieder im Normbereich
- die Dauer des Zweibeinstandes ist weder verkürzt noch verlängert
- **die effektive Fußlänge** der betroffenen Seite ist nochmals stark vergrößert, die der nicht betroffenen Seite nur noch wenig verringert

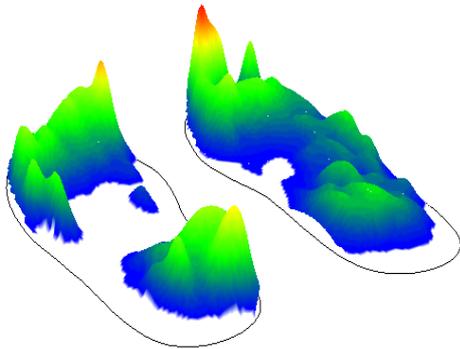


Abbildung 18: Verlauf der Druckimpulse von Proband 1, 2. Messung

-**die Belastungsparameter** zeigen wieder keine besonders ausgeprägten Auffälligkeiten. Die Drucksensoren werden mit wenig Ausnahmen sehr gleichmäßig belastet; wieder wird der Vorfußbereich der nicht betroffenen Seite etwas mehr in Anspruch genommen und die EEFP versorgte Seite weist das designbedingte Minimum im Mittelfußbereich auf. Die Belastung des Fersenbereiches der EEFP Seite ist weniger ausgeprägt als beim Gehen ohne Laufband.

5.1.2.3. Das Gangbild

(s. Anhang Abbildung 76 und 77)

- **die Symmetrie der Standphasendauer** ist wieder deutlich auf die nicht betroffene rechte Seite verschoben; in Abb. 77 ist dies anhand der Kurvenendpunkte leicht nachzuvollziehen
- **die Symmetrie der Gesamtbelastung** ist auch wieder weniger deutlich zur rechten Seite hin verschoben
- **die Symmetrie der effektiven Fußlänge** verschiebt sich diesmal weniger deutlich auf die Seite der EEFP

– der Verlauf des Körperschwerpunktes

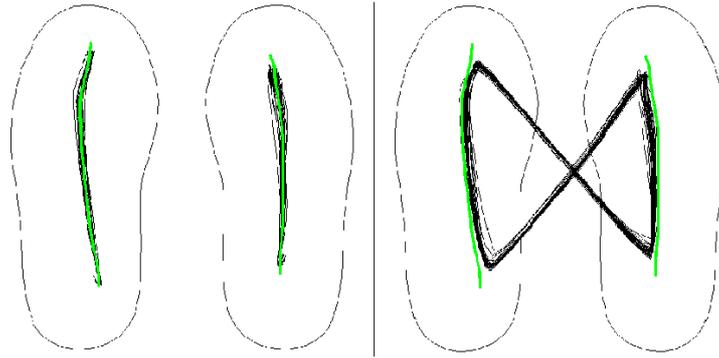


Abbildung 19: Ganglinien und Zyklogramm von Proband 1, 2.
Messung

Noch einmal ist das überdurchschnittlich ausgeprägte Abrollverhalten der EEFP-versorgten linken Seite erkennbar. Jedoch wird hier auch die rechte Seite verstärkt abgerollt. Auffällig sind die beidseits sehr schmalen Ganglinien, die sich nur im Vorfußbereich der rechten Seite etwas verbreitern. Das Zyklogramm ist ebenfalls sehr viel symmetrischer.

5.1.2.4. Die Standardabweichung

(s. Anhang Abbildung 78)

Die Streuung der Einzelschritte liegt für die Doppelschritt- sowie die Standphasendauer beider Seiten über den Messzeitraum von 27 Sekunden durchweg im Normbereich.

5.1.3. Messung: Gehen auf dem Laufband mit 15% Steigung

Kommentar: diese beim ersten Probanden gewählte Steigung erschien im weiteren Verlauf übertrieben und stellte eine im Alltag wenig auftretende Provokation der Versorgung dar. Somit wurden die Messungen bei den folgenden ProbandInnen bei einer sinnvoller erscheinenden Steigung von 4% durchgeführt.

5.1.3.1. Die relative Geschwindigkeit

Die relative Geschwindigkeit beim Gehen auf dem Laufband mit 15% Steigung beträgt 0,48 / s

Mittlerer Schritt:

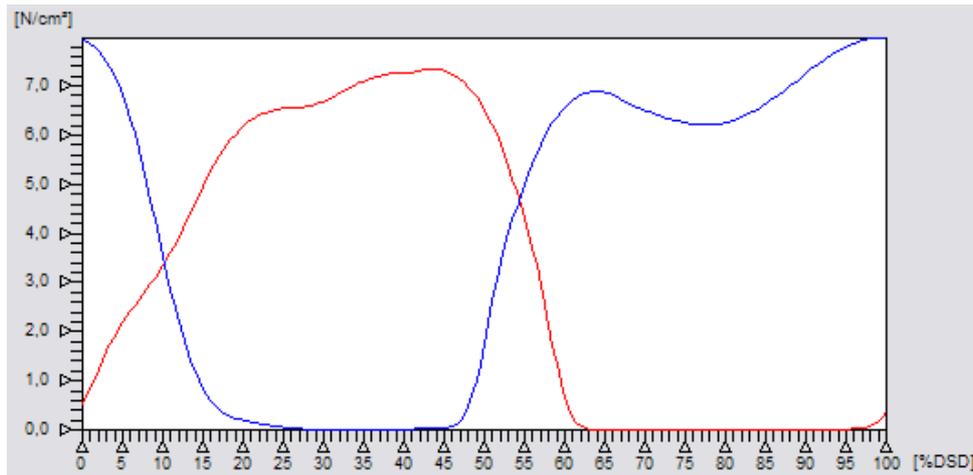


Abbildung 20: mittlerer Schritt von Proband 1, 3. Messung

Die Graphik zeigt auf der Seite der EEFP einen Druckverlauf mit annähernd nur einem Gipfel; das erste Maximum tritt wenig hervor. Die rechte Seite wird wieder weniger stark aufgesetzt als abgestoßen. Das dazwischenliegende Druckminimum ist weniger tief als bei den vorhergehenden Messungen.

5.1.3.2. Die Gangsicherheit

(s. Anhang Abbildung 79)

- **die relative Doppelschrittlänge** liegt im Normbereich
- **die Standphasendauer** der linken betroffenen Seite nur wenig verkürzt, die der rechten allerdings deutlich verlängert
- **die Dauer des Zweibeinstandes** ist im Sollbereich
- **die effektive Fußlänge** ist auf der Prothesenseite verlängert, auf der gesunden Seite stark verkürzt

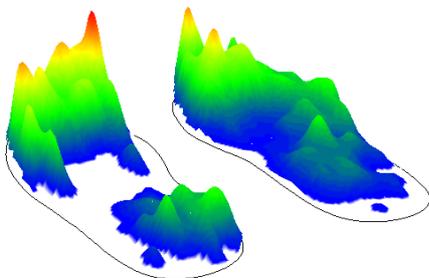


Abbildung 21: Verlauf der Druckimpulse von Proband 1, 3. Messung

- **die Belastungsparameter** zeigen Auffälligkeiten v.a. im Vorfußbereich beider Seiten und im Mittelfuß der nicht betroffenen Seite. Dieser Bereich bleibt wieder etwas ausgespart auf der Prothesenseite. Die Gesamtbelastung der EEFP liegt im Normbereich, die gesunde Seite wird leicht überbelastet.

5.1.3.3. Das Gangbild

(s. Anhang Abbildung 80 und 81)

- **die Symmetrie der Standphasendauer** bleibt deutlich auf die nicht betroffene rechte Seite verschoben
- **die Symmetrie der Gesamtbelastung** hingegen ist weniger deutlich zur rechten Seite hin verschoben und die EEFPP wird weiterhin vertrauensvoll belastet
- **die Symmetrie der effektiven Fußlänge** verschiebt sich zur Prothesenseite hin
- **der Verlauf des Körperschwerpunktes**

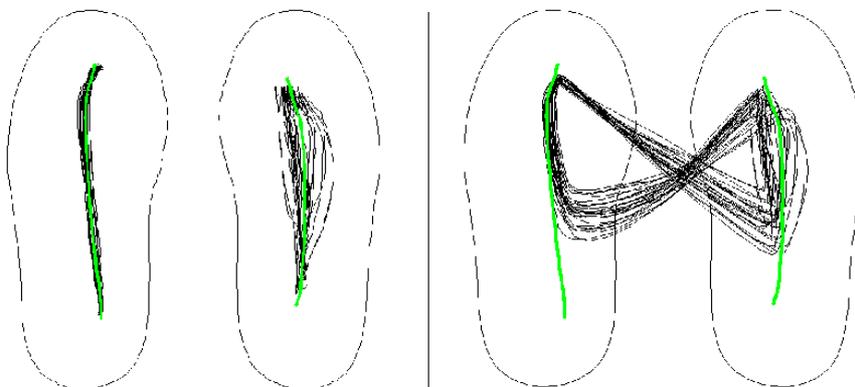


Abbildung 22: Ganglinien und Zyklusgramm von Proband 1, 3. Messung

Der Verlauf des Schwerpunktes ist hier deutlich anders als bei den vorangegangenen Messungen. Zwar bleibt die Ganglinie auf der Prothesenseite recht stereotyp, auf der gesunden rechten Seite wird sie aber sehr viel breiter. Auch im Zyklusgramm ist eine größere Varianz der einzelnen Schritte erkennbar, der Schwerpunkt liegt weiter vorne und immer noch mehr auf der nicht betroffenen Seite.

5.1.3.4. Die Standardabweichung

(s. Anhang Abbildung 82)

Im Messzeitraum von 31 Sekunden liegt die Streuung der Einzelschritte für die Doppelschritt- sowie die Standphasendauer beider Seiten durchweg im Normbereich.

5.2. PROBAND 2) betroffene Seite: rechts

(die 2. Messung erfolgte nun – wie in der Messanordnung beschrieben – bei einer Steigung von 4%; die 3. Messung bei einer Neigung nach unten von 4%)

5.2.1. Die relative Geschwindigkeit

| | 1. Messung | 2. Messung | 3. Messung |
|--------------------------|------------|------------|------------|
| relative Geschwindigkeit | 0,38 / s | 0,99 / s | 0,66 / s |

Tabelle 8: relative Geschwindigkeit bei den einzelnen Messungen von Proband 3

5.2.2. Mittlerer Schritt

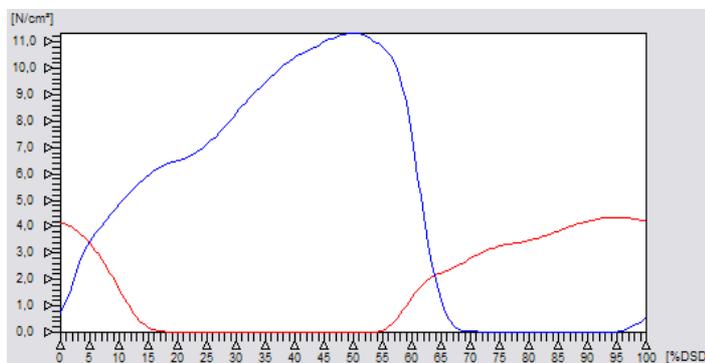


Abbildung 23: mittlerer Schritt von Proband 2, 1. Messung

1. Messung:

Ein deutlicher Niveauunterschied der beiden Kurvenverläufe ist sofort ersichtlich. Die gesunde linke Seite wird mehr belastet und der Druckverlauf zeigt eher einen eingipfligen Verlauf. Dies ist auch bei der weniger belasteten Seite der EEFP der Fall.

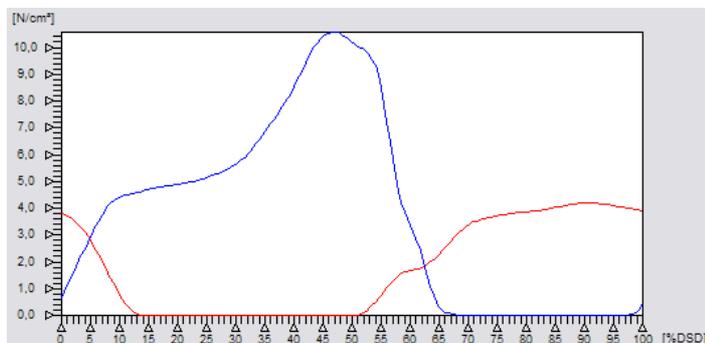


Abbildung 24: mittlerer Schritt von Proband 2, 2. Messung

2. Messung:

Ein Unterschied zwischen Grad und Verlauf der Belastung von EEFP und gesundem Bein ist wieder sofort ersichtlich. Der nicht betroffene Fuß wird v.a. in der Abstoßphase stark belastet.

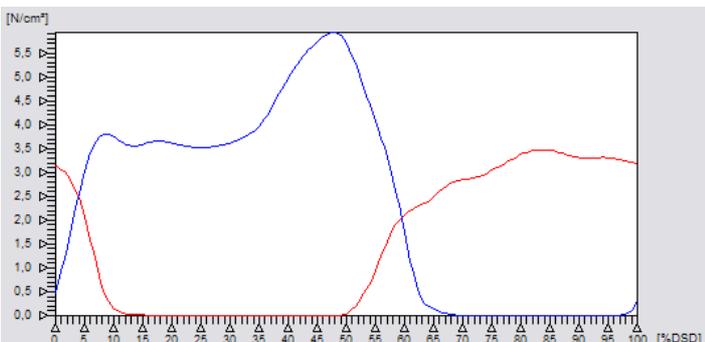


Abbildung 25: mittlerer Schritt von Proband 2, 3. Messung

3. Messung:

Der nicht betroffene Fuß weist hier annähernd zwei Druckmaxima auf, wobei das zweite sehr viel deutlicher hervortritt. Auf der Seite der EEFP ist keine Druckerhöhung am Ende der Standphase beim Abstoßvorgang zu erkennen.

5.2.3. Die Gangsicherheit

| | 1. Messung (s. Anhang Abbildung 83) | 2. Messung (s. Anhang Abbildung 84) | 3. Messung (s. Anhang Abbildung 85) |
|-----------------------------|--|--|--|
| relative Doppelschrittlänge | = | ↑↑ | = |
| Standphasendauer EEFP | ↓↓ | = | ↓ |
| nicht betroffene Seite | = | ↑↑ | = |
| Dauer des Zweibeinstandes | = | ↑ | = |
| effektive Fußlänge EEFP | ↑↑ | ↑↑ | ↑↑ |
| nicht betroffene Seite | ↑↑ | ↑↑ | ↑↑ |

Tabelle 9: Gangsicherheit von Proband 2

= im Normbereich ↑ leicht vergrößert ↑↑ stark vergrößert ↓ leicht verringert ↓↓ stark verringert

- **die Belastungsparameter** *Anm: die Druckmesssohle des linken Fußes weist bei den ersten zwei Messungen einen Fehler auf, da ein Messstreifen keine Daten geliefert hat. Dadurch sind die Ergebnisse leicht verfälscht; in der Abbildung erkennt man eine den Längsverlauf des Fußes folgende Aussparung*

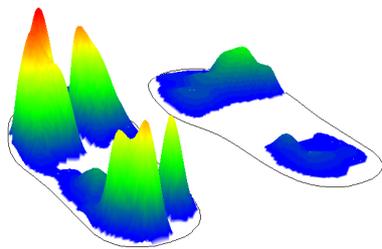


Abbildung 26: Verlauf der Druckimpulse von Proband 2, 1. Messung

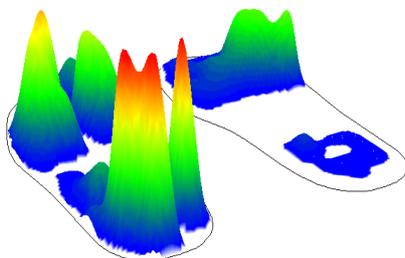


Abbildung 27: Verlauf der Druckimpulse von Proband 2, 2. Messung

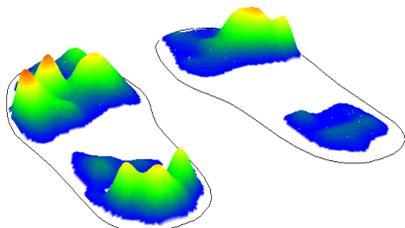


Abbildung 28: Verlauf der Druckimpulse von Proband 2, 3. Messung

- Messung:** Ferse und Mittelfuß der EEFP bleiben leicht ausgespart. Die nicht betroffene Seite wird stärker belastet. V.a. der Vorfuß und der äußere Bereich sind hier großem Gewicht ausgesetzt.
- Messung:** beim Bergaufgehen ergibt sich eine deutliche Überbelastung der nicht betroffenen Seite, während die EEFP geschont wird. V.a. Mittelfuß und Ferse werden hier kaum belastet, auf den Vorfuß wird etwas mehr Gewicht gegeben, die Gesamtbelastung bleibt noch in der Norm. Die gesunde Seite weist große Lastübernahmen im v.a. im Hackenbereich aber auch beim Vorfuß auf.
- Messung:** trotz der Neigung ergeben sich insgesamt recht unauffällige Parameter; die EEFP wird zwar weiterhin ein wenig geschont, doch treten keine so großen Überlastungen der gesunden Seite mehr auf. Beide Seiten werden weitestgehend im physiologischen Bereich belastet.

5.2.4. Das Gangbild

| | 1. Messung (s. Anhang Abb. 84 und 87) | 2. Messung (s. Anhang Abb. 88 und 89) | 3. Messung (s. Anhang Abb. 90 und 91) |
|---------------------------------------|--|--|--|
| die Symmetrie der Standphasendauer | ↑↑ | ↑↑ | ↑↑ |
| die Symmetrie der Gesamtbelastung | ↑↑ | ↑↑ | ↑↑ |
| die Symmetrie der effektiven Fußlänge | = | = | = |

Tabelle 10: Gangbild von Proband 2

= im Normbereich

↑ leicht verschoben auf nicht betroffene Seite

↑↑ stark verschoben auf nicht betroffene Seite

↓ leicht verschoben auf die Seite der EEF

↓↓ stark verschoben auf die Seite der EEF

– der Verlauf des Körperschwerpunktes

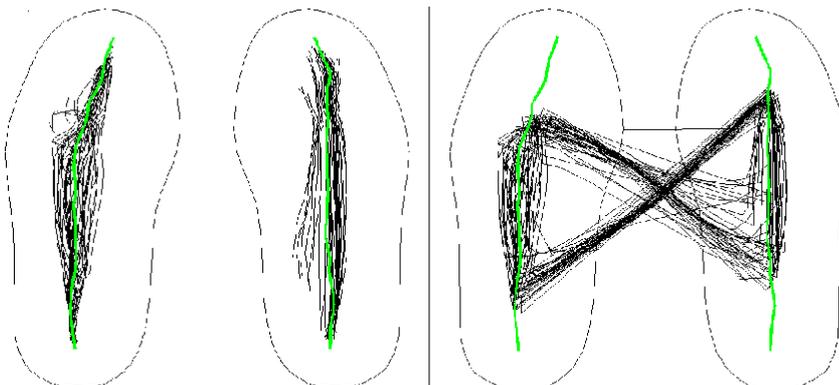


Abbildung 29: Ganglinien und Zyklusgramm von Proband 2, 1. Messung

1. Messung: hier imponieren die breiten und langen Ganglinien beider Seiten wie auch die recht symmetrische Form des Zyklusgramms. Der Schwerpunkt ist dabei leicht auf die rechte Seite der EEF verschoben und liegt auf der gesunden Seite etwas weiter im posterioren Bereich.

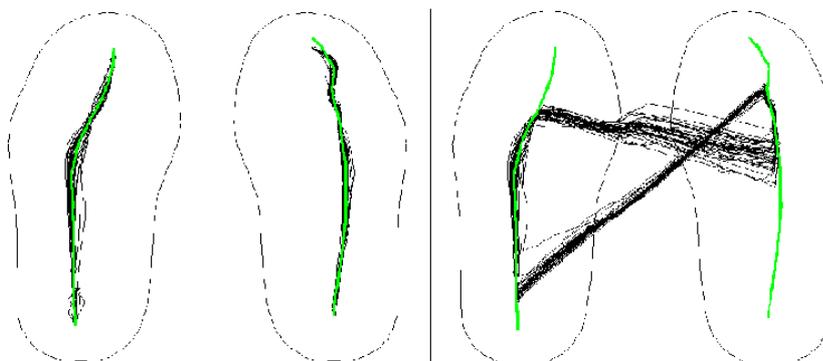


Abbildung 30: Ganglinien und Zyklusgramm von Proband 2, 2. Messung

2. Messung: die Ganglinien sind sehr viel schmalere und gleichmäßiger. Das Zyklusgramm wirkt stark verzogen und der Schwerpunkt weit auf den anterioren Bereich der rechten Seite mit der EEF verschoben, die posterior ausgespart bleibt.

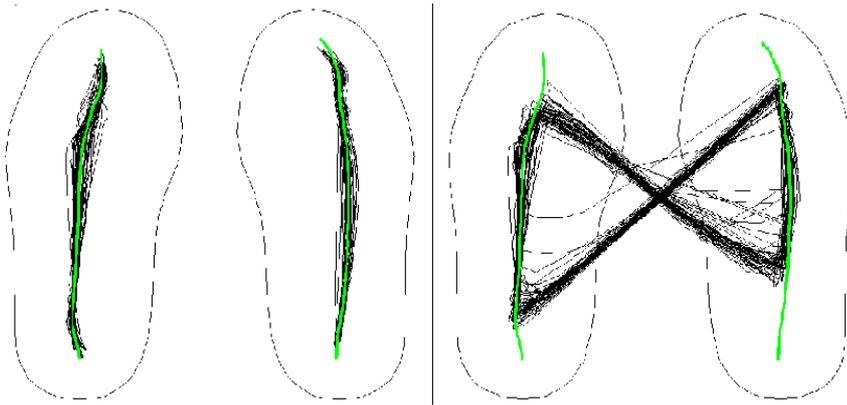


Abbildung 31: Ganglinien und Zycklogramm von Proband 2, 3. Messung

3. Messung: die Symmetrie des Schwerpunktverlaufs ist wieder hergestellt. Die Ganglinien sind weiterhin sehr lang und v.a. bei der EEFP recht schmal. Das Zycklogramm ist weitestgehend unauffällig, der Schwerpunkt der gesunden linken Seite wieder etwas mehr im posterioren Bereich.

5.2.5. Die Standardabweichung

(entfällt bei 1. Messung)

| | 2. Messung (s. Anhang Abbildung 92) | 3. Messung (s. Anhang Abbildung 93) |
|------------------------|--|--|
| Doppelschrittdauer | = | ↑↑ |
| Standphasendauer EEFP | = | = |
| nicht betroffene Seite | = | ↑↑ |

Tabelle 11: Streuung der Einzelschritte von Proband 2

= im Normbereich ↑ leicht vergrößert ↑↑ stark vergrößert

5.3. PROBANDIN 3) betroffene Seite: links

5.3.1. Die relative Geschwindigkeit

| | 1. Messung | 2. Messung | 3. Messung |
|--------------------------|------------|------------|------------|
| relative Geschwindigkeit | 0,33 / s | 0,33 / s | 0,30 / s |

Tabelle 12: relative Geschwindigkeit bei den einzelnen Messungen von Probandin 3

5.3.2. Mittlerer Schritt

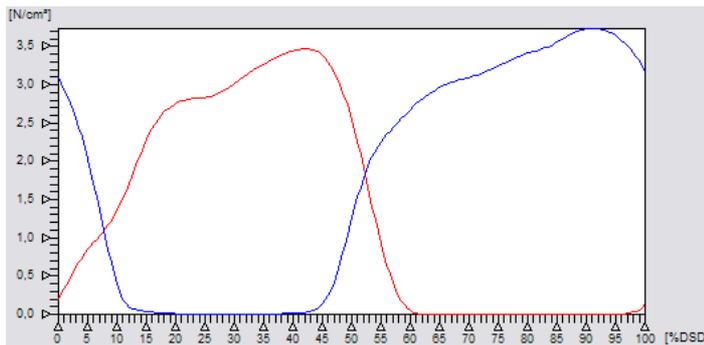


Abbildung 32: mittlerer Schritt von Probandin 3, 1. Messung

1. Messung:

Beide Seiten weisen einen Kurvenverlauf mit einem deutlichen Druckmaximum, dem ein kleinerer Anstieg vorangeht, auf. Besonders gut ist dies bei der EEFP zu erkennen. Das Niveau der Kurven ähnelt einander.

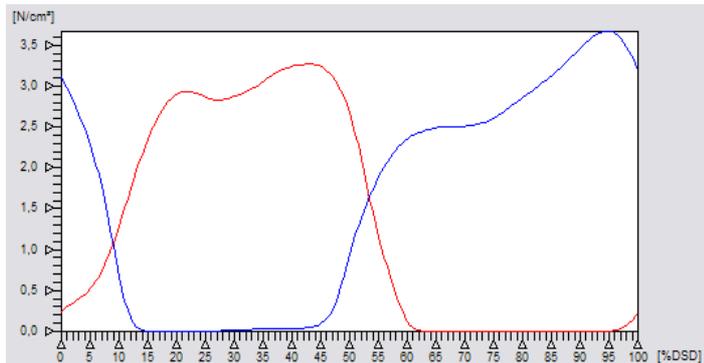


Abbildung 33: mittlerer Schritt von Probandin 3, 2. Messung

2. Messung:

Auch das erste Maximum tritt bei der EEFP nun deutlicher hervor. Die insgesamt nur leicht höhere Belastung des gesunden Beines liegt hauptsächlich auf dem Vorfußbereich, die Kurve zeigt anfangs nach dem Aufsetzen des Fußes ein Plateau.

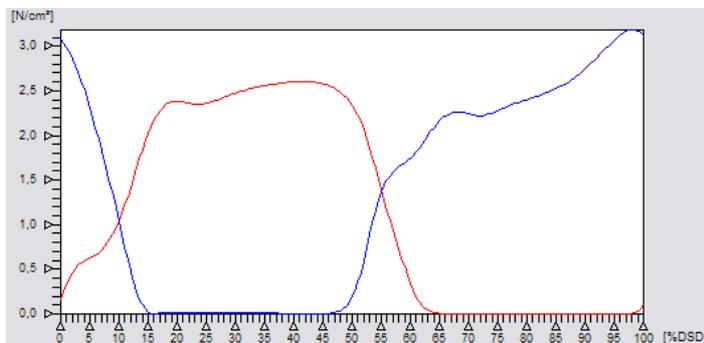


Abbildung 34: mittlerer Schritt von Probandin 3, 3. Messung

3. Messung:

Wieder ist ein zweigipfliger Verlauf auf der Seite der EEFP zu erkennen, jedoch ist zwischen ihnen ein Minimum nur noch wenig vorhanden. Die gesunde Seite zeigt einen steten Druckanstieg, der von einem kleineren Maximum kurz unterbrochen wird.

5.3.3. Die Gangsicherheit

| | 1. Messung (s. Anhang Abbildung 94) | 2. Messung (s. Anhang Abbildung 95) | 3. Messung (s. Anhang Abbildung 96) |
|-----------------------------|--|--|--|
| relative Doppelschrittlänge | = | = | = |
| Standphasendauer EEFP | ↓↓ | ↓↓ | ↓ |
| nicht betroffene Seite | = | = | = |
| Dauer des Zweibeinstandes | ↓ | ↓ | ↓ |
| effektive Fußlänge EEFP | ↑↑ | ↓↓ | ↓↓ |
| nicht betroffene Seite | ↓↓ | ↓↓ | ↓↓ |

Tabelle 13: Gangsicherheit von Probandin 3

= im Normbereich ↑ leicht vergrößert ↑↑ stark vergrößert ↓ leicht verringert ↓↓ stark verringert

– die Belastungsparameter

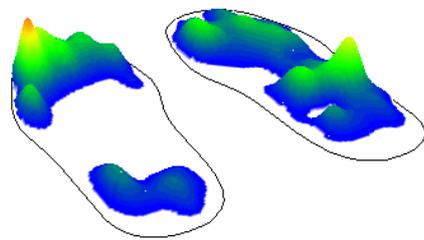


Abbildung 35: Verlauf der Druckimpulse von Probandin 3, 1. Messung

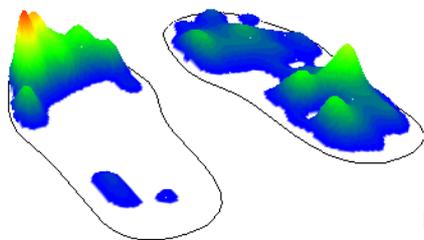


Abbildung 36: Verlauf der Druckimpulse von Probandin 3, 2. Messung

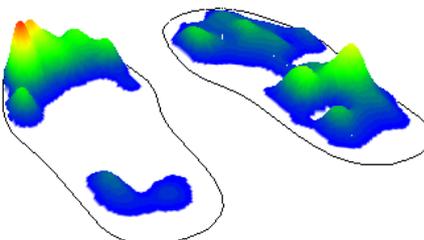


Abbildung 37: Verlauf der Druckimpulse von Probandin 3, 3. Messung

1. **Messung:** mit Ausnahme des Mittelfußes der nicht betroffenen rechten Seite tritt keinerlei Überlastung auf. Auf die EEFP wird gleichmäßig Druck ausgeübt, ausgenommen die Ferse und der Mittelfuß, welche weniger belastet werden, wobei dies teilweise wieder auf das Fußdesign zurückzuführen ist. Ein kleines Maximum ist dabei im Vorfußbereich der EEFP zu erkennen.
2. **Messung:** die ausgeübten Belastungen auf dem Laufband bei einer leichten Steigung bleiben denen des Laufgangs recht ähnlich. Es tritt aber keine so deutliche Überlastung des Mittelfußes der gesunden Seite mehr auf; die Gesamtbelastung ist unauffällig.
3. **Messung:** trotz der Neigung lässt sich kein sehr auffälliges Belastungsmuster erkennen, die Werte liegen größtenteils im Normbereich. Ferse und Mittelfuß der EEFP werden weiter leicht ausgespart, ebenso wie der Mittelfuß der nicht betroffenen Seite, während hier der Mittelfuß etwas mehr beansprucht wird.

5.3.4. Das Gangbild

| | 1. Messung (s. Anhang Abb. 97 und 98) | 2. Messung (s. Anhang Abb. 99 und 100) | 3. Messung (s. Anhang Abb. 101 und 102) |
|---------------------------------------|--|---|--|
| die Symmetrie der Standphasendauer | ↑↑ | ↑↑ | ↑ |
| die Symmetrie der Gesamtbelastung | ↑ | ↑ | = |
| die Symmetrie der effektiven Fußlänge | ↓↓ | ↑↑ | ↑↑ |

Tabelle 14: Gangbild von Probandin 3

= im Normbereich

↑ leicht verschoben auf nicht betroffene Seite

↑↑ stark verschoben auf nicht betroffene Seite

↓ leicht verschoben auf die Seite der EEFP

↓↓ stark verschoben auf die Seite der EEFP

– der Verlauf des Körperschwerpunktes

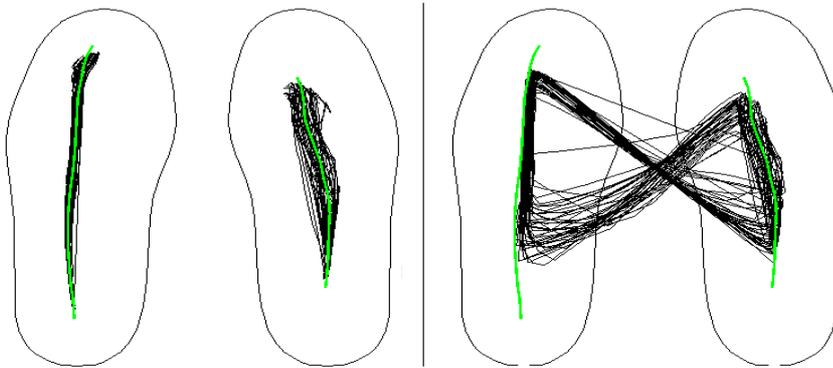


Abbildung 38: Ganglinien und Zyklogramm von Probandin 3, 1. Messung

1. Messung: die Ganglinien sind, wie nun schon mehrmals beobachtet, auf der Seite der EEFP sehr lang und gleichmäßig. Die andere Seite weist breitere und kürzere Ganglinien auf. Das Zyklogramm ist relativ symmetrisch, der Schwerpunkt insgesamt auf die nicht betroffene rechte Seite verschoben.

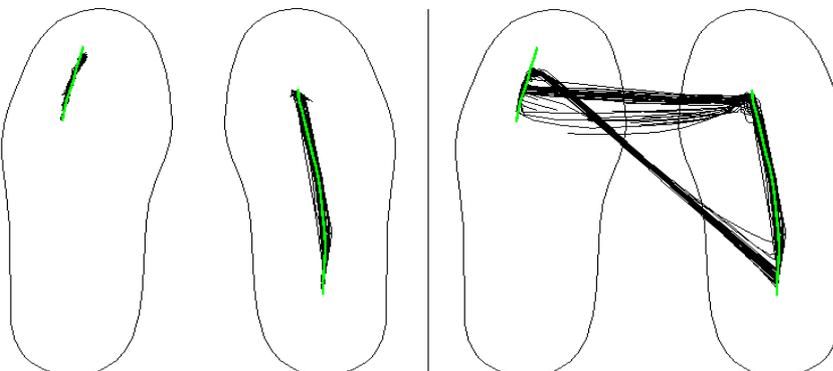


Abbildung 39: Ganglinien und Zyklogramm von Probandin 3, 2. Messung

2. Messung: das Abrollverhalten der Seite mit der EEFP hat sich drastisch verändert, die Ganglinie fast ausschließlich auf den Vorfuß verlagert. Die nicht betroffene rechte Seite weist sehr stereotype schmale und lange Ganglinien auf. Das Zyklogramm ist verzerrt, der Schwerpunkt weit nach vorne verlagert.

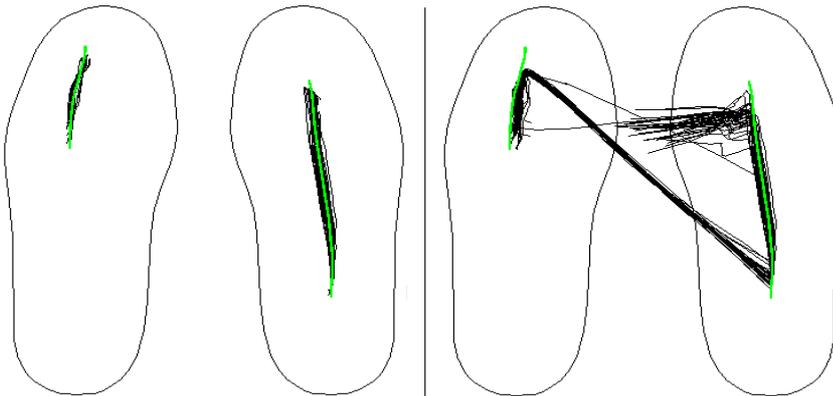


Abbildung 40: Ganglinien und Zyklogramm von Probandin 3, 3. Messung

3. Messung: die Symmetrie des Schwerpunktverlaufs ist weiterhin sehr verzerrt. Das Zyklogramm und die Ganglinien wirken sehr unregelmäßig, Belastung wird hauptsächlich auf den vorderen Bereich der Seite mit der EEFP gegeben, deren Ganglinie zudem extrem kurz ist.

5.3.5. Die Standardabweichung

(entfällt bei 1. Messung)

| | 2. Messung (s. Anhang Abbildung 103) | 3. Messung (s. Anhang Abbildung 104) |
|------------------------|---|---|
| Doppelschrittdauer | ↑ | = |
| Standphasendauer EEFP | = | = |
| nicht betroffene Seite | = | = |

Tabelle 15: Streuung der Einzelschritte von Probandin 3

= im Normbereich ↑ leicht vergrößert ↑↑ stark vergrößert

5.4. PROBAND 4) betroffene Seite: links

5.4.1. Die relative Geschwindigkeit

| | 1. Messung | 2. Messung | 3. Messung |
|--------------------------|------------|------------|------------|
| relative Geschwindigkeit | 0,42 / s | 0,39 / s | 0,37 / s |

Tabelle 16: Die relative Geschwindigkeit bei den einzelnen Messungen von Proband 4

5.4.2. Mittlerer Schritt

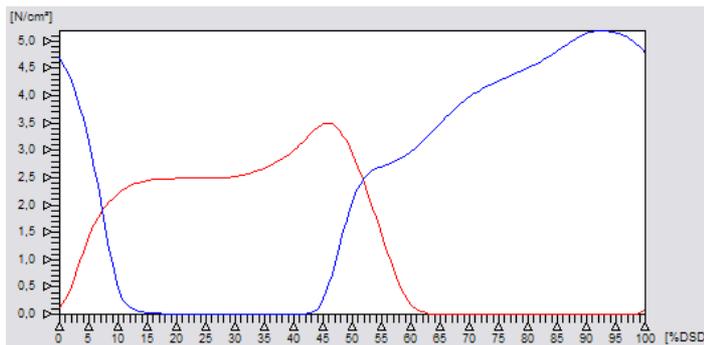


Abbildung 41: mittlerer Schritt von Proband 4, 1. Messung

1. Messung:

In der Ebene weist die Seite der EEFP zunächst ein Druckplateau auf, bevor am Ende der Standphase ein Maximum zu finden ist. Die nicht betroffene rechte Seite zeigt einen relativ stetigen Druckanstieg während der Belastungsphase, der kurz vor dem Ende der Standphase aufhört.

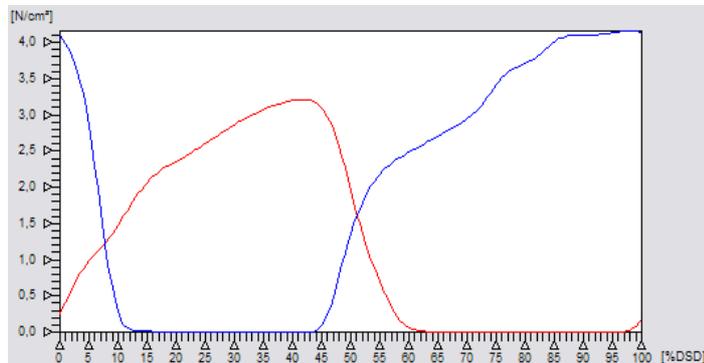


Abbildung 42: mittlerer Schritt von Proband 4, 2. Messung

2. Messung:

Auch die mit der EEFP versorgte Seite weist während der Standphase einen steten Druckanstieg auf, dieser ist auf der anderen Seite weniger geradlinig und die Kurve erscheint dort unregelmäßiger. Das Ende der Standphase zeigt auf der Seite der EEFP einen relativ zögerlichen Belastungsabfall.

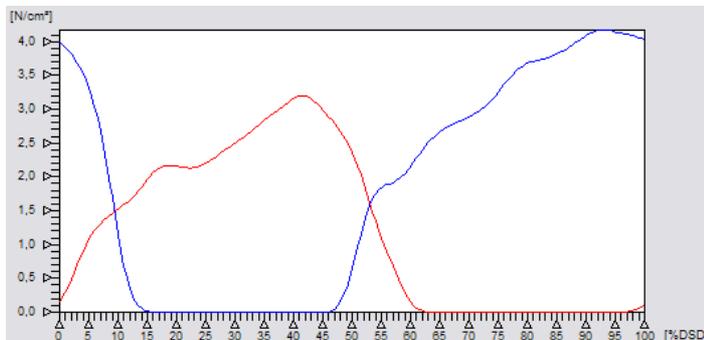


Abbildung 43: mittlerer Schritt von Proband 4, 3. Messung

3. Messung:

Die EEFP lässt hier einen zweigipfligen Belastungsverlauf erkennen, die gesunde Seite hingegen wird sehr unregelmäßig ansteigend belastet. Druckminima kommen während den Standphasen beider Seiten kaum vor.

5.4.3. Die Gangsicherheit

| | 1. Messung (s. Anhang Abbildung 105) | 2. Messung (s. Anhang Abbildung 106) | 3. Messung (s. Anhang Abbildung 107) |
|-----------------------------|---|---|---|
| relative Doppelschrittlänge | = | = | = |
| Standphasendauer EEFP | ↓ | ↓↓ | ↓ |
| nicht betroffene Seite | = | = | = |
| Dauer des Zweibeinstandes | = | ↓ | ↓ |
| effektive Fußlänge EEFP | ↑↑ | ↑↑ | ↑↑ |
| nicht betroffene Seite | ↑↑ | = | ↑↑ |

Tabelle 17: Gangsicherheit von Proband 4

= im Normbereich ↑ leicht vergrößert ↑↑ stark vergrößert ↓ leicht verringert ↓↓ stark verringert

– die Belastungsparameter

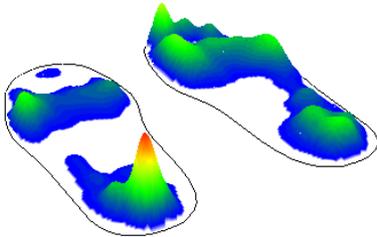


Abbildung 44: Verlauf der Druckimpulse von Proband 4, 1. Messung

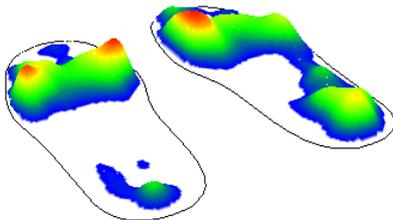


Abbildung 45: Verlauf der Druckimpulse bei Proband 4, 2. Messung

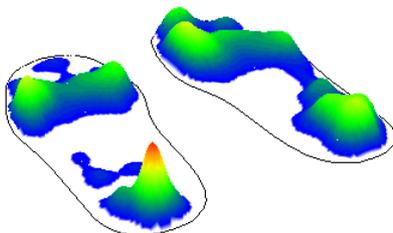


Abbildung 46: Verlauf der Druckimpulse bei Proband 4, 3. Messung

1. **Messung:** die Belastungsparameter entsprechen beidseits bis auf die nun schon oft beschriebene Ausnahme des etwas weniger belasteten Mittelfußes auf der Seite der EEFP, der Norm. Anhand der Impulsgraphik lässt sich auf der betroffenen linken Seite eine über die Zeit länger andauernde Belastung des Fersenbereichs erkennen. Die nicht betroffene Seite zeigt keinerlei Auffälligkeiten.
2. **Messung:** auch auf dem Laufband ist die Belastung erstaunlich normgerecht und im Vorfußbereich unterscheiden sich die Druckimpulse beider Seiten kaum voneinander. Sie werden gleichmäßig gut belastet; etwas ausgespart bleibt der Fersenbereich der EEFP.
3. **Messung:** auch das Bergabgehen ergibt keinerlei Hinweise auf ein stark von der Norm abweichendes Belastungsmuster. Es treten vermehrt Druckimpulse im Fersenbereich der EEFP auf, dafür scheint der Zehenbereich hier etwas weniger belastet zu werden als zuvor. Die nicht betroffene Seite wird noch immer gleichmäßig und sollgerecht belastet.

5.4.4. Das Gangbild

| | 1. Messung (s. Anhang Abb. 108 und 109) | 2. Messung (s. Anhang Abb. 110 und 111) | 3. Messung (s. Anhang Abb. 112 und 113) |
|---------------------------------------|--|--|--|
| die Symmetrie der Standphasendauer | ↑↑ | ↑↑ | ↑↑ |
| die Symmetrie der Gesamtbelastung | ↑↑ | ↑↑ | ↑↑ |
| die Symmetrie der effektiven Fußlänge | ↓ | ↓ | ↓ |

Tabelle 18: Gangbild von Proband 4

= im Normbereich

↑ leicht verschoben auf nicht betroffene Seite

↑↑ stark verschoben auf nicht betroffene Seite

↓ leicht verschoben auf die Seite der EEFP

↓↓ stark verschoben auf die Seite der EEFP

– der Verlauf des Körperschwerpunktes

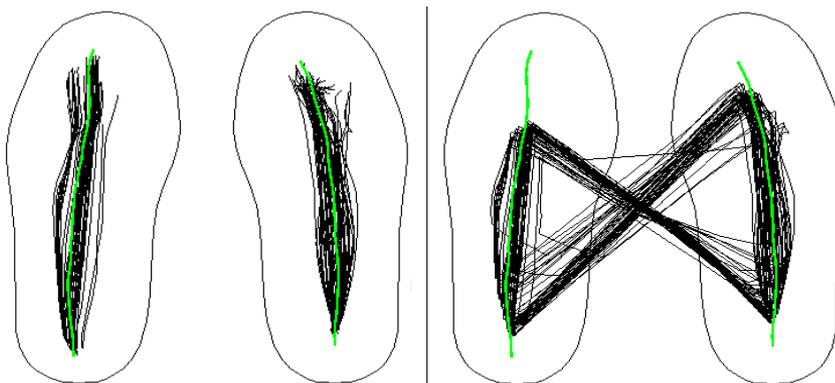


Abbildung 47: Ganglinien und Zyklusgramm von Proband 4, 1. Messung

1. Messung: die Ganglinien auf der linken Seite der EEFP sind ungewöhnlich breit und ähneln hier denen der nicht betroffenen Seite. Das Zyklusgramm stellt den Schnittpunkt der kreuzenden Linien in der Mitte der beiden Seiten dar und wirkt symmetrisch; die EEFP wird etwas weiter posterior belastet.

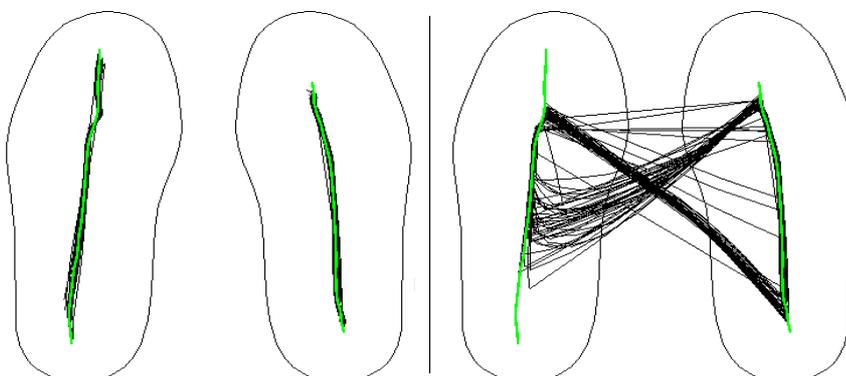


Abbildung 48: Ganglinien und Zyklusgramm von Proband 4, 2. Messung

2. Messung: das Abrollverhalten der Seite der EEFP hat sich dem sehr schmalen Muster angepasst. Auch die nicht betroffene Seite zeigt sehr stereotype schmale Ganglinien. Das Zyklusgramm ist weniger symmetrisch, v.a. der Wechsel vom Standbein erfolgt sehr unregelmäßig.

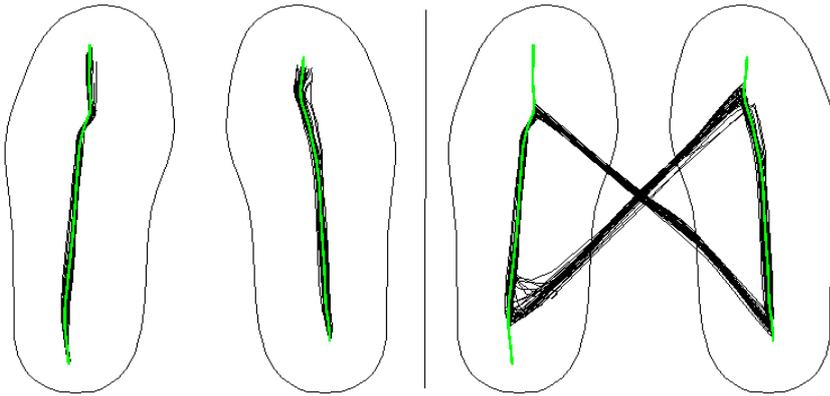


Abbildung 49: Ganglinien und Zyklogramm von Proband 4, 3. Messung

3. Messung: trotz der erhöhten Schwierigkeit des Bergabgehens stellen sich hier sowohl die Ganglinien als auch das Zyklogramm am symmetrischsten dar. Ausser den sehr langen Ganglinein erscheint der Schwerpunktverlauf sehr nahe an der Gangunauffälligkeit.

5.4.5. Die Standardabweichung

(entfällt bei 1. Messung)

| | 2. Messung (s. Anhang Abbildung 114) | 3. Messung (s. Anhang Abbildung 115) |
|--------------------------|---|---|
| Doppelschrittdauer | ↑↑ | = |
| Standphasendauer EEFP | ↑↑ | = |
| nicht betroffene Seite | ↑↑ | = |

Tabelle 19: Streuung der Einzelschritte von Proband 4

= im Normbereich ↑ leicht vergrößert ↑↑ stark vergrößert

5.5. PROBAND 5) betroffene Seite: links

5.5.1. Die relative Geschwindigkeit

| | 1. Messung | 2. Messung | 3. Messung |
|--------------------------|------------|------------|------------|
| relative Geschwindigkeit | 0,55 / s | 0,32 / s | 0,39 / s |

Tabelle 20: Die relative Geschwindigkeit bei den einzelnen Messungen von Proband 5

5.5.2. Mittlerer Schritt

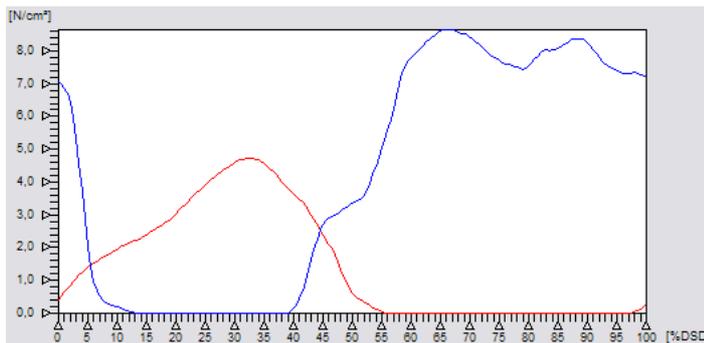


Abbildung 50: mittlerer Schritt von Proband 5, 1. Messung

1. Messung:

Die EEFP zeigt einen steten Druckanstieg bis zu einem Maximum, wonach die Belastung relativ langsam wieder abnimmt. Die Kurve der nicht betroffenen Seite liegt mit ihrem Niveau über der ersten und hat mehrere sehr unruhig wirkende Druckmaxima.

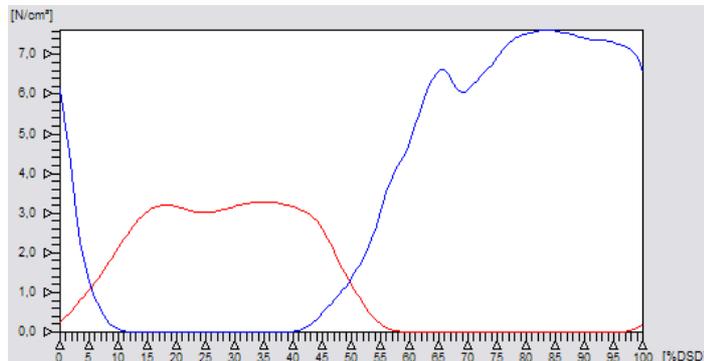


Abbildung 51: mittlerer Schritt von Proband 5, 2. Messung

2. Messung:

Die EEFP weist trotz der recht niedrigen Belastung einen zweigipfligen Druckverlauf auf, das dazwischenliegende Minimum ist aber wenig ausgeprägt. Die gesunde Seite wird mit einer langsamen Anstiegsphase, gefolgt von einem kleinen Maximum, einem Minimum und einem zweiten größeren und längeren Maximum belastet.

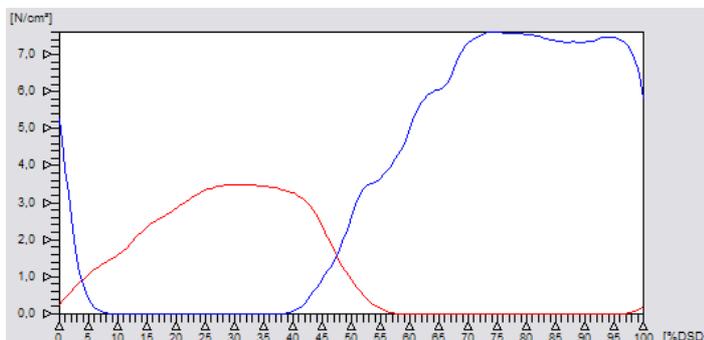


Abbildung 52: mittlerer Schritt von Proband 5, 3. Messung

3. Messung:

Wieder wird die betroffene Seite nur wenig und mit einem einzigen Maximum belastet, die gesunde Seite erreicht nach einer recht zögerlichen Anstiegsphase ein Maximum und bleibt dann beinahe auf dem Niveau bis zum Ende der Belastung.

5.5.3. Die Gangsicherheit

| | 1. Messung (s. Anhang Abbildung 116) | 2. Messung (s. Anhang Abbildung 117) | 3. Messung (s. Anhang Abbildung 118) |
|-----------------------------|---|---|---|
| relative Doppelschrittlänge | ↑↑ | = | ↑ |
| Standphasendauer EEFP | ↓↓ | ↓↓ | ↓↓ |
| nicht betroffene Seite | ↑ | ↓ | = |
| Dauer des Zweibeinstandes | ↓ | ↓↓ | ↓↓ |
| effektive Fußlänge EEFP | ↑↑ | ↓↓ | = |
| nicht betroffene Seite | = | ↓ | = |

Tabelle 21: Gangsicherheit von Proband 5

= im Normbereich ↑ leicht vergrößert ↑↑ stark vergrößert ↓ leicht verringert ↓↓ stark verringert

- **die Belastungsparameter** *Anm.: die Druckmesssohle des rechten Fußes weist bei den Messungen einen Fehler auf, da ein Messtreifen keine Daten geliefert hat. Dadurch sind die Ergebnisse leicht verfälscht; in der Abbildung erkennt man eine den Längsverlauf des Fußes folgende Aussparung*

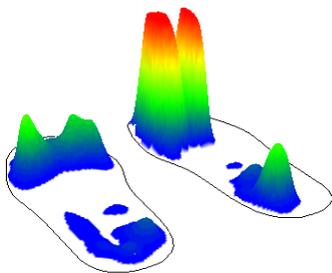


Abbildung 53: Verlauf der Druckimpulse von Proband 5, 1. Messung

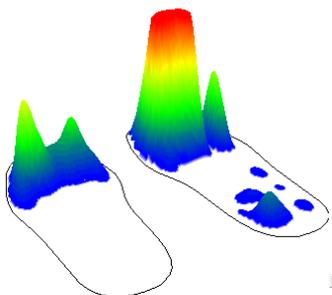


Abbildung 54: Verlauf des Druckimpulses von Proband 5, 2. Messung

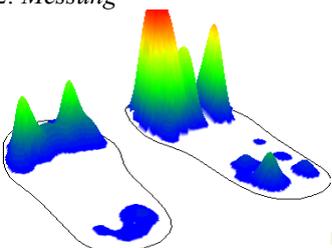


Abbildung 55: Verlauf der Druckimpulse von Proband 5, 3. Messung

1. **Messung:** auf der Seite der EEFP treten keine sonderlich auffällig wirkenden Fehlbelastungen auf; Mittelfuß und Ferse bleiben ein wenig ausgespart und größere Druckimpulse sind nur im vorderen Fußbereich erkennbar. Die nicht betroffene rechte Seite hingegen zeigt im Vorfußbereich erhöhte Belastungen, die Druckimpulse sind um ein vielfaches höher als bei anderen Sohlenbereichen; der Mittelfuß wird auch hier ein wenig unterbelastet.
2. **Messung:** Belastungen über eine längere Zeit treten auf der Seite der EEFP nur im Vorfußbereich auf, Ferse und Mittelfuß bleiben leicht ausgespart. Die gesunde Seite wird im Vorfußbereich wieder über längere Zeit sehr stark belastet; Mittelfuß und Fersenbereich werden verglichen dazu wieder vernachlässigt, so dass die Gesamtbelastung weniger deutlich erhöht ist.
3. **Messung:** die Belastungen ähneln denen der vorherigen Messung; der Vorfuß wird mehr in Anspruch genommen als der Fersenbereich, die Gesamtbelastung ist für die Seite der EEFP normal und auf der nicht betroffenen Seite leicht erhöht.

5.5.4. Das Gangbild

| | 1. Messung (s. Anhang Abb. 119 und 120) | 2. Messung (s. Anhang Abb. 121 und 122) | 3. Messung (s. Anhang Abb. 123 und 124) |
|---------------------------------------|--|--|--|
| die Symmetrie der Standphasendauer | ↑↑ | ↑↑ | ↑↑ |
| die Symmetrie der Gesamtbelastung | ↑↑ | ↑↑ | ↑↑ |
| die Symmetrie der effektiven Fußlänge | ↓ | ↑↑ | = |

Tabelle 22: Gangbild von Proband 5

= im Normbereich

↑ leicht verschoben auf nicht betroffene Seite

↑↑ stark verschoben auf nicht betroffene Seite

↓ leicht verschoben auf die Seite der EEFP

↓↓ stark verschoben auf die Seite der EEFP

– der Verlauf des Körperschwerpunktes

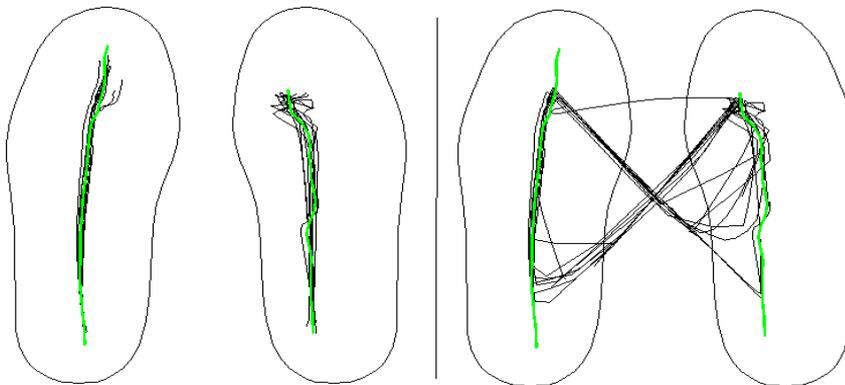


Abbildung 56: Ganglinien und Zyklusgramm von Proband 5, 1. Messung

1. Messung: die Ganglinien auf der linken Seite der EEFP sind ungewöhnlich breit und ähneln hier denen der nicht betroffenen Seite. Das Zyklusgramm stellt den Schnittpunkt der kreuzenden Linien in der Mitte der beiden Seiten dar und wirkt symmetrisch; die EEFP wird etwas weiter posterior belastet.

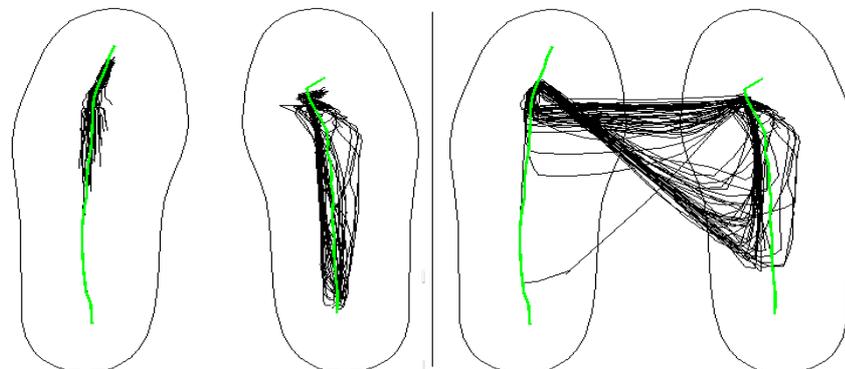


Abbildung 57: Ganglinien und Zyklusgramm von Proband 5, 2. Messung

2. Messung: das Abrollverhalten der Seite mit der EEFP hat sich dem gewohnten sehr schmalen und langem Muster angepasst. Auch die nicht betroffene rechte Seite zeigt sehr stereotype schmale Ganglinien. Das Zyklusgramm ist weniger symmetrisch, v.a. der Wechsel von rechtes auf linkes Standbein

erfolgt sehr unregelmäßig.

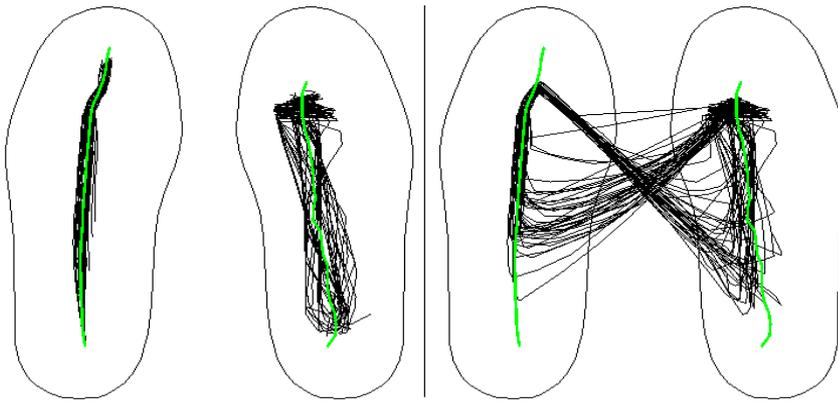


Abbildung 58: Ganglinien und Zycklogramm von Proband 5, 3. Messung

3. Messung: trotz der erhöhten Schwierigkeit des Bergabgehens stellen sich hier sowohl die Ganglinien als auch das Zycklogramm am symmetrischsten dar. Ausser den sehr langen Ganglinein erscheint der Schwerpunktverlauf sehr nahe an der Gangunauffälligkeit.

5.5.5. Die Standardabweichung

(entfällt bei 1. Messung)

| | 2. Messung (s. Anhang Abbildung 125) | 3. Messung (s. Anhang Abbildung 126) |
|--------------------------|---|---|
| Doppelschrittdauer | ↑ | = |
| Standphasendauer EEFP | = | ↑ |
| nicht betroffene Seite | ↑↑ | ↑↑ |

Tabelle 23: Streuung der Einzelschritte von Proband 5

= im Normbereich ↑ leicht vergrößert ↑↑ stark vergrößert

5.6. PROBAND 6) betroffene Seite: rechts

5.6.1. Die relative Geschwindigkeit

| | 1. Messung | 2. Messung | 3. Messung |
|--------------------------|------------|------------|------------|
| relative Geschwindigkeit | 0,36 / s | 0,41 / s | 0,38 / s |

Tabelle 24: Die relative Geschwindigkeit bei den einzelnen Messungen von Proband 6

5.6.2. Mittlerer Schritt

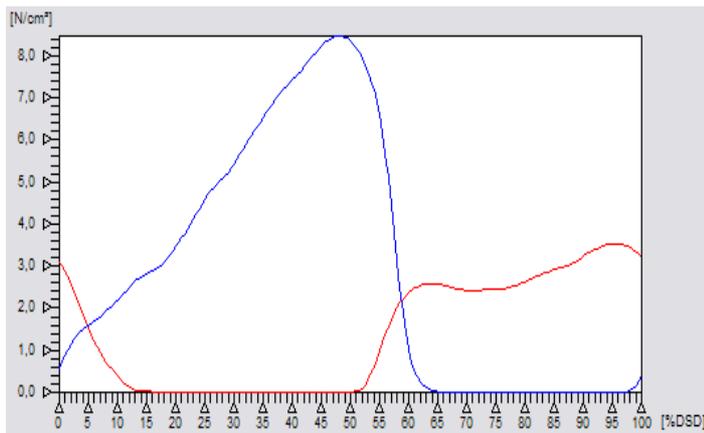


Abbildung 59: mittlerer Schritt von Proband 6, 1. Messung

1. Messung:

Die EEFP zeigt einen zweigipfligen Druckverlauf, wobei das Niveau der Kurve deutlich unter dem der gesunden Seite liegt. Bei letzterer erfolgt ein steter Druckanstieg bis zum einzigen Maximum, wonach der Druck sehr plötzlich aufhört.

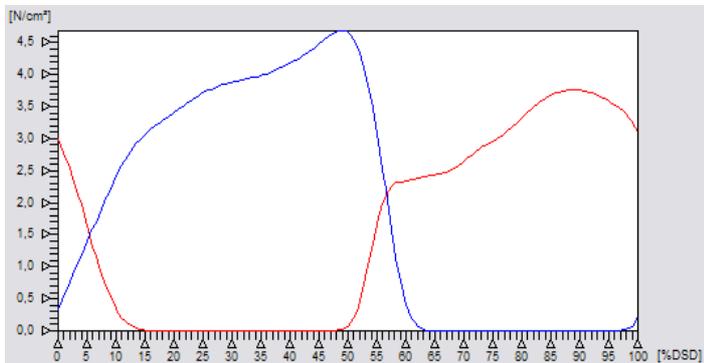


Abbildung 60: mittlerer Schritt von Proband 6, 2. Messung

2. Messung:

Die Kurven haben keinen so großen Niveauunterschied mehr. Beide zeigen zudem ein anfängliches Plateau gefolgt von einem Maximum, welches aber auf der EEFP über längere Zeit besteht als auf der gesunden Seite. Es kommen keine Druckminima vor.

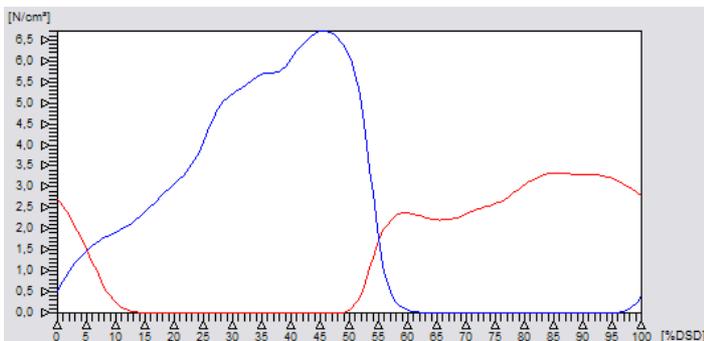


Abbildung 61: mittlerer Schritt von Proband 6, 3. Messung

3. Messung:

Wieder wird die betroffene Seite nur wenig belastet, jedoch lassen sich zwei Druckmaxima erkennen. Die Belastungskurve der gesunden Seite wirkt unregelmäßig und verfügt nur über ein einziges Druckmaximum.

5.6.3. Die Gangsicherheit

| | 1. Messung (s. Anhang Abbildung 127) | 2. Messung (s. Anhang Abbildung 128) | 3. Messung (s. Anhang Abbildung 129) |
|-----------------------------|---|---|---|
| relative Doppelschrittlänge | = | = | = |
| Standphasendauer EEFP | ↓↓ | ↓ | ↓ |
| nicht betroffene Seite | ↓ | ↓ | ↓↓ |
| Dauer des Zweibeinstandes | ↓ | ↓ | ↓↓ |
| effektive Fußlänge EEFP | ↑↑ | ↑↑ | ↑↑ |
| nicht betroffene Seite | = | ↓↓ | ↓ |

Tabelle 25: Gangsicherheit von Proband 6

= im Normbereich ↑ leicht vergrößert ↑↑ stark vergrößert ↓ leicht verringert ↓↓ stark verringert

– die Belastungsparameter

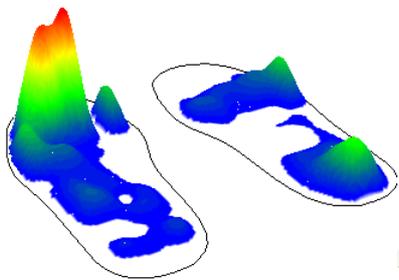


Abbildung 62: Verlauf der Druckimpulse von Proband 6, 1. Messung

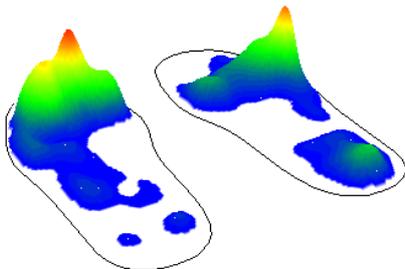


Abbildung 63: Verlauf der Druckimpulse von Proband 6, 2. Messung

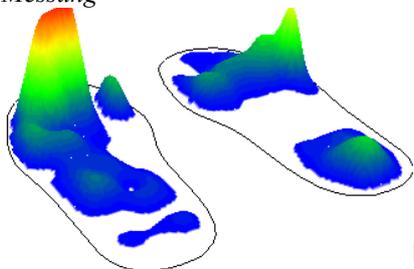


Abbildung 64: Verlauf der Druckimpulse von Proband 6, 3. Messung

- Messung:** der Vorfuß der linken nicht betroffenen Seite wird starken Belastungen ausgesetzt, die Ferse etwas ausgespart. Auf der rechten Seite der EEFP dagegen wird eher der Vorfußbereich geschont und größere Impulse treten nicht auf. Die Belastung ist wieder im Mittelfuß am geringsten; der Rest wird über die Zeit unauffälligen Drücken ausgesetzt.
- Messung:** Die Belastungen sind weitestgehend im Normbereich. Sowohl die Seite der EEFP als auch die andere erfahren Druckimpulsmaxima im Vorfußbereich während die Fersen, v.a. die der gesunden linken Seite, weniger belastet werden.
- Messung:** auffällige Druckimpulse liegen wieder im Vorfußbereich der gesunden Seite. Auf der anderen verteilt sich der Druck gleichmäßig über Vorfuß und Ferse, der Mittelfuß bleibt erwartungsgemäß wieder ausgespart. Die Gesamtbelastung beider Füße stellt sich als unauffällig dar.

5.6.4. Das Gangbild

| | 1. Messung (s. Anhang Abb. 130 und 131) | 2. Messung (s. Anhang Abb. 132 und 133) | 3. Messung (s. Anhang Abb. 134 und 135) |
|---------------------------------------|--|--|--|
| die Symmetrie der Standphasendauer | ↑ | = | ↓ |
| die Symmetrie der Gesamtbelastung | ↑↑ | ↑ | ↑↑ |
| die Symmetrie der effektiven Fußlänge | ↓ | ↓↓ | ↓↓ |

Tabelle 26: Gangbild von Proband 6

= im Normbereich

↑ leicht verschoben auf nicht betroffene Seite

↑↑ stark verschoben auf nicht betroffene Seite

↓ leicht verschoben auf die Seite der EEFP

↓↓ stark verschoben auf die Seite der EEFP

– der Verlauf des Körperschwerpunktes

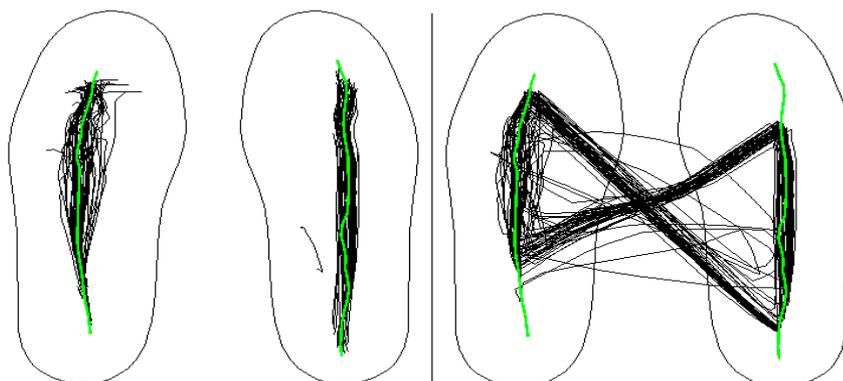


Abbildung 65: Ganglinien und Zyklogramm von Proband 6, 1. Messung

1. Messung: die Ganglinien als Parameter des Abrollverhaltens der nicht betroffenen linken Seite sind wie zu erwarten breiter als die der EEFP Seite. Das Zyklogramm ist insgesamt recht symmetrisch; der Schwerpunkt dabei etwas nach links und vorne verschoben.

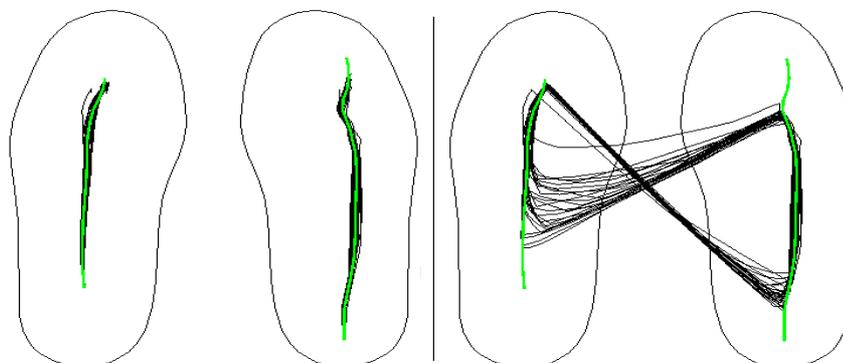


Abbildung 66: Ganglinien und Zyklogramm von Proband 6, 2. Messung

2. Messung: beide Seiten weisen hier sehr schmale Ganglinien auf; die der betroffenen Seite sind wie gewohnt länger. Das Zyklogramm hat ein wenig an seiner Symmetrie eingebüßt; der Schwerpunkt ist deutlicher nach links verschoben und der gesunde Fuß wird nur noch recht wenig abgerollt.

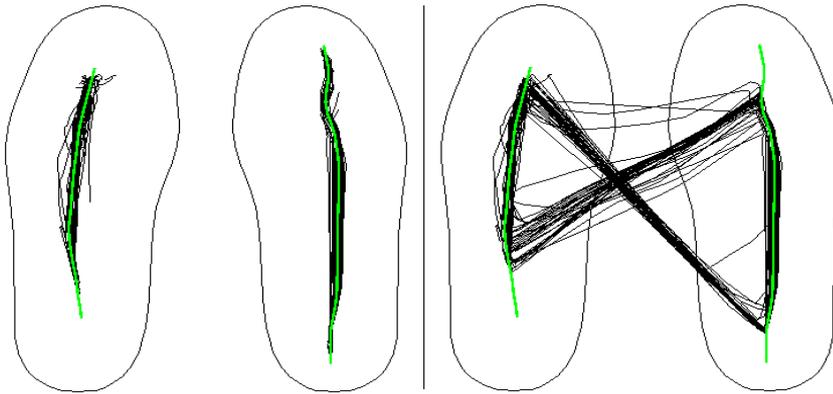


Abbildung 67: Ganglinien und Zycklogramm von Proband 6, 3. Messung

3. Messung: weiterhin bleiben die Ganglinien auf der Seite der EEFP recht lang, die der gesunden Seite kürzer. Das Zycklogramm zeigt den Schnittpunkt der sich kreuzenden Linien im linken und vorderen Bereiche wobei v.a. der Bewegungsablauf beim Wechsel von der EEFP Seite auf die gesunde variiert.

5.6.5. Die Standardabweichung

(entfällt bei 1. Messung)

| | 2. Messung (s. Anhang Abbildung 136) | 3. Messung (s. Anhang Abbildung 137) |
|------------------------|---|---|
| Doppelschrittdauer | = | ↑↑ |
| Standphasendauer EEFP | = | ↑ |
| nicht betroffene Seite | = | ↑↑ |

Tabelle 27: Streuung der Einzelschritte von Proband 6

= im Normbereich ↑ leicht vergrößert ↑↑ stark vergrößert

6. Auswertung der Ergebnisse

Zur Beurteilung der Ganggeschwindigkeit sei hier noch einmal auf die im Konzept des Methodenteils angeführten Tabelle 4 und 5 hingewiesen. Durch sie ist ein Vergleich der jeweiligen gewählten komfortablen Geschwindigkeit sowohl mit einer gangunauffälligen als auch einer beeinträchtigten Personengruppe möglich. Letztere beinhaltet nach Hegewald [10] insbesondere auch ProthesenträgerInnen.

Die betrachteten Parameter der Gangsicherheit wurden nach folgendem Schlüssel ausgewertet:

- je kürzer die relative Doppelschrittlänge
 - je kürzer die Standphasendauer v.a. auf der Seite der EEFP
 - je länger die Dauer des Zweibeinstandes
 - je kürzer die effektive Fußlänge
- } desto unsicherer
der Gang

Die Tabellen zur Gangsicherheit bewerten die erfassten Parameter anhand dieses Schlüssels als **sicher**, **unsicher** und **deutlich unsicher**. Dabei ist zu beachten, dass Parameter, die als in die andere Richtung von der Norm abweichend gemessen wurden, trotzdem als **sicher** eingeteilt werden (z.B. eine verlängerte Doppelschrittlänge). Dieser Ungenauigkeit soll aber in den zugehörigen Fließtexten Rechnung getragen werden.

Die Auswertung der Belastungsparameter erfolgt deskriptiv durch den Vergleich mit den in Abb.6 dargestellten Druckverläufen bei einem gangunauffälligen Probanden. Weitere Anhaltspunkte für die Gangsicherheit ergeben sich zudem aus der Betrachtung des mittleren Schrittes im Vergleich zu den Ausführungen dazu im Konzeptteil. Ein zweigipfliger mittlerer Druckverlauf der beiden Standphasen wird demnach als typisch für das Gehen einer gangunauffälligen Person bei komfortabler Geschwindigkeit angenommen.

Das unauffällige Gangbild wird zunächst anhand der Symmetrieparameter bewertet:

- je asymmetrischer die Standphasendauer
 - je asymmetrischer die Gesamtbelastungen
 - je asymmetrischer die effektiven Fußlängen
- } im Vergleich zwischen EEFP-
und nicht betroffener Seite, desto
auffälliger das Gangbild

Die weitere Auswertung der Gangsicherheit muss wieder deskriptiv erfolgen; anhand der jeweiligen Abbildungen werden Schwerpunktverlauf und Ganglinien der ProbandInnen bei den einzelnen Messungen beschrieben. Außerdem wird ggf. auf die Abbildungen der Phasenverschiebung des mittleren Schrittes hingewiesen, um Symmetrien anschaulicher werden zu lassen. Als richtungsweisend und normgerecht werden Abb. 7 und 8 angenommen – beides sind Messungen von gangunauffälligen Personen. Das Hauptaugenmerk liegt jedoch wie erwähnt auf dem Vergleich zwischen EEFP und nicht betroffener Seite der ProbandInnen, da vorrangig die Symmetrie des Gangbildes und nicht die Abweichung von einer Norm ermittelt werden soll.

Zuletzt sei noch auf die Standardabweichungen bei Messung 2 und 3 hingewiesen, ihre Auswertung ist, wie schon erwähnt, von leicht untergeordneter Bedeutung und ergibt:

- je größer die Standardabweichung desto unsicherer und auffälliger der Gang

Die Auswertung der Ergebnisse von Proband 1 soll wieder ausführlicher erfolgen, anschließend wird vermehrt auf tabellarische Darstellung zurückgegriffen.

6.1. PROBAND 1) betroffene Seite: links

6.1.1. Die relative Geschwindigkeit

6.1.1.1. Gehen in der Ebene

Proband 1 bewegt sich mit einer nach Tabelle 4 mittleren und nach Tabelle 5 schnellen komfortablen Geschwindigkeit fort. Anhand von ihr ist somit kein Indiz für einen pathologischen Bewegungsablauf gegeben.

6.1.1.2. Gehen auf dem Laufband in der Ebene

Wieder befindet sich der Proband nach Tabelle 4 im mittleren, nach Tabelle 5 allerdings schon im sehr schnellen Geschwindigkeitsbereich. Dies ist umso erstaunlicher, da erwartungsgemäß auf dem Laufband zunächst ein langsames Tempo gewählt werden würde. Die Frage nach einem vorangegangenen Laufbandtraining wurde vom Probanden verneint, allerdings hat er mitunter schon Tests darauf absolviert, auch nach seiner Versorgung mit der EEFP. Diese scheint bei ihm keine Minderung der komfortablen Ganggeschwindigkeit bewirkt zu haben.

6.1.1.3. Gehen auf dem Laufband bei 15% Steigung

Die Ganggeschwindigkeit liegt hier nach Tabelle 4 im langsamen, nach Tabelle 5 immer noch im schnellen Bereich. Der Anstieg wirkt sich also tempomindernd aus, wobei dies als physiologisch anzusehen ist, da mehr Energie aufgewendet werden muss.

Insgesamt hat die Versorgung mit der EEFP im Vergleich zu gangunauffälligen Personen keine ersichtliche Minderung der komfortablen Geschwindigkeit nach sich gezogen. Der Proband bewegt sich im Gegenteil eher im schnellen Bereich und wirkt unter diesem Gesichtspunkt nicht beeinträchtigt.

6.1.2. Die Gangsicherheit

6.1.2.1. Freies Gehen in der Ebene

- die **relative Doppelschrittlänge** und
 - die **Dauer des Zweibeinstandes**
- } liegen beide im Normbereich und lassen damit keinen Rückschluss auf Gangunsicherheiten zu
- die **Standphasendauer** auf der Seite der EEFP ist jedoch deutlich verkürzt und deutet damit eine Unsicherheit an. Die Standphasendauer der rechten gesunden Seite liegt im Normbereich.
 - die **effektive Fußlänge** ist auf der Prothesenseite deutlich verlängert. Dies steht im Einklang mit Hegewalds [10] Ergebnissen, wonach ProbandInnen nach Oberschenkelamputation den künstlichen Fuß der betroffenen Seite aufgrund von erhöhter Konzentration oft stärker abrollen als den gesunden. Die effektive Fußlänge der nicht betroffenen Seite von Proband 1 ist dementsprechend sogar deutlich vermindert und somit ein Indiz dafür, dass er diese Seite sehr kurz belastet und sie nicht "sauber" abrollt.
 - die **Belastungsparameter** ergeben einen dem künstlichen Fuß der Prothesenseite weitgehend angepassten Impulsverlauf; größere Belastungen über längere Zeit werden hier nur auf den Fersenbereich ausgeübt während dies auf der gesunden Seite eher im Vorfußbereich der Fall ist. Die Gesamtbelastung beider Seiten liegt im Normbereich und lässt darauf schließen, dass der Proband mit der EEFP-versorgten Seite nicht vor einer Lastübernahme zurückscheut.

Beim freien Gehen bewegt sich Proband 1 insgesamt mit erstaunlicher Sicherheit fort. Er scheut keine größere Belastung auf der EEFP und verteilt sie gleichmäßig auf den gesamten Sohlenbereich. Die Dauer der Belastung aber ist deutlich verkürzt. Es lässt sich die schon von Hegewald [10] beschriebene Vergrößerung der effektiven Fußlänge auf der prothetisch versorgten Seite nachweisen, welche eventuell auf ein konzentrierteres Abrollverhalten zurückzuführen ist. Die Graphik des mittleren Schritts veranschaulicht, dass die Druckkurven beider Beine denen einer gangunauffälligen Person recht nahe kommen; v.a. die mit der EEFP versorgte Seite weist hier einen normgerechten zweigipfligen Druckverlauf auf.

6.1.2.2. Gehen in der Ebene auf dem Laufband

- die **relative Doppelschrittlänge** und
- die **Dauer des Zweibeinstandes** } liegen wieder beide im Normbereich und lassen keinen Rückschluss auf Gangunsicherheiten zu
- die **Standphasendauer** der EEFP ist wieder verkürzt und könnte damit für eine Gangunsicherheit sprechen; auf der nicht betroffenen Seite bleibt sie im Normbereich
- die vergrößerte **effektive Fußlänge** verdeutlicht wieder das stark ausgeprägte Abrollen auf Seiten der EEFP
- die **Belastungsparameter** sprechen für eine insgesamt gleichmäßige Gewichtsverteilung auf beiden Seiten und lassen nicht auf größere Gangunsicherheiten schließen

Proband 1 bewegt sich auch auf dem Laufband in der Ebene mit großer Sicherheit fort. Auch auf die Seite der EEFP wird ausreichend und gleichmäßig viel Belastung gegeben, um auf ein festes Vertrauen in die Sicherheit der Versorgung rückschließen zu können. Die Dauer der Belastung ist dabei allerdings wieder deutlich verkürzt, sie macht aber weiterhin über 50% des Zyklus aus, so dass kein bloßes und jähes "Auftippen" der Prothesenseite erfolgt, sondern sie nach wie vor gut abgerollt wird, was auch an der vergrößerten effektiven Fußlänge ersichtlich ist. Die große selbst gewählte Geschwindigkeit untermalt die These der vorhandenen Gangsicherheit; der mittlere Schritt veranschaulicht durch den zweigipfligen Verlauf beider Druckkurven ein nach den Ergebnissen von Hegewald [10] recht physiologisches Auftreten und Abstoßen bei schneller Geschwindigkeit.

6.1.2.3. Gehen auf dem Laufband mit 15% Steigung

Trotz der neuen und extremeren Anforderung liegen **Doppelschrittlänge** und **Dauer des Zweibeinstandes** noch immer im Normbereich und lassen daher zunächst auf einen sicheren Gang schließen. Die **Standphasendauer** der EEFP ist nun sogar nur noch wenig verkürzt, dagegen belastet er den gesunden Fuß über eine sehr viel längere Zeit und rollt ihn kaum noch ab, was sich aus der stark verkürzten **effektiven Fußlänge** ergibt. Er "fällt" also sehr plötzlich auf diese Seite. Die **Belastungsparameter** lassen auf eine leichte Überbelastung des gesunden Beines schließen.

Es ist hervorzuheben, dass - trotzdem die Anforderung hier mit einer Steigung von 15% sehr hoch war - kein Abbruch der Messungen erfolgen musste und der Proband sich noch immer recht sicher bewegte. Die Grafik des mittleren Schrittes ergibt einen kaum noch ausgeprägten zweigipfligen Druckverlauf auf Seiten der EEFP; das Maximum wird erst recht spät gegen Ende der Standbeinphase erreicht und lässt auf eine Verlagerung Gewichts nach weiter vorne schließen, was aber mit der Anforderung durch die Steigung erklärbar ist.

Zusammenfassend kann die Gangsicherheit von Proband 1 bei allen drei Messungen als erstaunlich gut eingestuft werden. Die EEFP wird insgesamt vertrauensvoll, wenn auch etwas kürzer als die gesunde Seite, belastet.

6.1.3. Das Gangbild

6.1.3.1. Freies Gehen in der Ebene

- die **Symmetrie der Standphasendauer**, welche klar zugunsten der nicht betroffenen Seite ausfällt, lässt zunächst auf ein auffälliges Gangbild schließen
- hingegen ist die **Symmetrie der Gesamtbelastung** weniger deutlich zur gesunden Seite verschoben; eine Lastübernahme erfolgt auch mit der EEFP
- die **Symmetrie der effektiven Fußlänge** ergibt das schon erwähnte konzentriertere Abrollverhalten der EEFP

Der **Schwerpunktverlauf** lässt auf keine sehr grossen Auffälligkeiten schliessen, da die Bahnen des Zylogramms recht gleichmäßig sind und mit dem Mittelpunkt annähernd zwischen linker und rechter Seite liegen. Einzelne quer verlaufende Linien weichen stärker von dem sonst symmetrischen Muster ab; sie sind auf den Vorgang des Umdrehens zurückzuführen, der beim Hin- und Herlaufen vorgenommen werden musste. Die **Breite der Ganglinien** der rechten gesunden Seite veranschaulichen die kleineren Ausgleichsbewegungen, die nach links und rechts vorgenommen werden. Dies ist auf der Seite der EEFP nicht möglich; die Ganglinienbreite ist

deutlich schmaler.

Anhand des Vergleichs zwischen linker und rechter Seite von Proband 1 ergibt sich ein charakteristisches Gangbild in der Ebene. Während er sein gesundes Bein über längere Zeit belastet als das der EEFP, weicht die Gesamtbelastung über die Zeit weniger stark ab. Die Prothesenseite wird länger abgerollt, dabei erfolgen wenig Ausgleichsbewegungen nach links oder rechts. Insgesamt verlagert der Proband das Gewicht für längere Zeit auf sein gesundes Bein, v.a. auf den Vorfußbereich. Dieser wohl dem Abdruck des Fußes dienende Druckverlauf könnte dem nach-vorne-Bringen des anderen (Prothesen)beines dienen, dessen willkürliche Knieflexion ja verloren gegangen ist und auch keine direkte neuronale Rückmeldung über die Stellung des künstlichen Knies erfolgen kann. Auf der Prothesenseite zeigt das Zyklogramm einen anfangs nach weiter posterior verlagerten Körperschwerpunkt. Das Gangbild hat sich den neuen Umständen angepasst; es ist dabei nicht gänzlich unauffällig, jedoch liegt auch kein übermäßiges Hinken o.ä. vor.

6.1.3.2. Gehen in der Ebene auf dem Laufband

- die **Symmetrie der Standphasendauer** lässt eine deutlich längere Belastung der gesunden rechten Seite erkennen
- die **Symmetrie der Gesamtbelastung** fällt wieder weniger deutlich zugunsten der nicht-Prothesenseite aus und auch auf die Seite der EEFP wird Gewicht gegeben
- die **Symmetrie der effektiven Fußlänge** ist weniger klar gekennzeichnet durch ein Überwiegen der Prothesenseite; auf dem Laufband wird also auch die gesunde Seite länger abgerollt

Ganglinien und Zyklogramm lassen zunächst sehr viel schmalere Bahnen erkennen als beim freien Gehen in der Ebene. Das Laufband führt zu einem vermehrt standardisiertem Bewegungsablauf. Kleinere Ausgleichsbewegungen für minimale Richtungsänderungen etc. werden lediglich im Vorfußbereich der gesunden Seite vorgenommen. Der Schwerpunkt ist insgesamt noch immer auf diese verschoben, die Schmetterlingsform des Zyklogramms aber eindeutig erkennbar.

Insgesamt stellt sich der Gang von Proband 1 auf dem Laufband symmetrischer dar als im Laufgang. Weiterhin wird die gesunde Seite länger belastet als die der EEFP, die Gesamtbelastung ist wieder ähnlich. Das Abrollverhalten und die Ganglinien der beiden Seiten haben sich weiter angenähert; obwohl der Proband nicht sonderlich auf dem Laufband geübt hat, muss er keine größeren Ausgleichsbewegungen mit seinem gesunden Fuß leisten – dies deutet auch auf ein

harmonisches Bewegungsmuster hin.

6.1.3.3. Gehen auf dem Laufband mit 15% Steigung

- die **Symmetrieparameter** verhalten sich wie bei der vorherigen Messung

Der **Verlauf des Körperschwerpunktes** lässt anhand der Ganglinien ein weniger standardisiertes Auftreten mit der nicht betroffenen Seite erkennen als bei der vorherigen Messung. Es werden vermehrt Ausgleichsbewegungen vorgenommen und die Ganglinien werden breiter. Anhand des Zyklogramms lässt sich eine Verlagerung des Schwerpunktes nach weiter anterior erkennen. Diese muss der Proband womöglich vornehmen, um den Anstieg zu bewältigen. Insgesamt verschiebt sich der Schwerpunkt auch noch weiter auf die gesunde Seite, jedoch wird auch die EEFP noch ausreichend belastet.

Der Gang des Probanden wird beim Anstieg also etwas weniger symmetrisch als in der Ebene. Der Schwerpunkt ist weiter nach vorne verlagert um den neuen Verhältnissen gerecht zu werden, Ausgleichsbewegungen werden dabei mit dem gesunden Fuß vermehrt vorgenommen und die Ganglinie wird hier breiter. Trotzdem wird man das Gangbild nicht als extrem auffällig bezeichnen, da der Verlauf des Körperschwerpunktes noch immer symmetrisch ist.

Insgesamt ist das Gangbild von Proband 1 weniger positiv zu bewerten als seine Gangsicherheit. Bei dem Vergleich von linker und rechter Seite verschieben sich die Parameter der Standphasendauer und Gesamtbelastung bei allen Messungen auf die gesunde Seite. Jedoch ist der Verlauf des Körperschwerpunktes immer weitestgehend symmetrisch; die Bahnen verlaufen geradlinig und kreuzen sich im Zyklogramm v.a. beim geradeaus Gehen etwa in der Mitte der beiden Seiten. Da die Seite der EEFP gut abgerollt wird und die Standphase auch hier über 50% des Zyklus ausmacht, liegt ein harmonisches Bewegungsmuster ohne größeres Hinken durch die nur kurze Belastung einer Seite vor.

6.1.4. Die Standardabweichungen

Da keine Überschreitungen des Normbereiches auftraten, sind während der Messzeiträume der 2. und 3. Messung auch keine Einzelereignisse wie z.B. Stolpern vorgekommen; vom typischen Schritt wurde also nicht merklich abgewichen. Dies untermalt noch einmal die These der hohen

Gangsicherheit.

6.2. PROBAND 2) betroffene Seite: rechts

6.2.1. Die relative Geschwindigkeit

| | 1. Messung | 2. Messung | 3. Messung |
|--|------------|--------------|------------|
| Geschwindigkeitsbereich nach Tabelle 4 | langsam | schnell | mittel |
| Geschwindigkeitsbereich nach Tabelle 5 | mittel | sehr schnell | schnell |

Tabelle 28: Auswertung der relativen Geschwindigkeit von Proband 2

Der Proband bewegt sich beim freien Gehen verglichen zu unbeeinträchtigten Personen eher langsam fort. Wird dem Handicap aber Rechnung getragen, so liegt seine Ganggeschwindigkeit durchaus im mittleren Bereich. Interessant sind die Ergebnisse der Laufbandmessungen; obwohl man zunächst ein langsamer gewähltes Tempo erwarten würde, wählt der Proband besonders beim Bergaufgehen eine schnelle bzw. sogar sehr schnelle, beim Bergabgehen immer noch eine im Vergleich zum freien Gehen erhöhte Geschwindigkeit. Das Laufband scheint als eine Art Herausforderung begriffen worden zu sein – der Proband beweist, dass er trotz der EEFP eine große komfortable Geschwindigkeiten erreichen kann.

6.2.2. Die Gangsicherheit

| | 1. Messung | 2. Messung | 3. Messung |
|---|-------------------------------|--------------------|----------------------|
| Relative Doppelschrittlänge | sicher | sicher | sicher |
| Standphasendauer EEFP (nicht betroffene Seite) | deutlich unsicher (sicher) | sicher (sicher) | unsicher (sicher) |
| Dauer Zweibeinstand | sicher | unsicher | sicher |
| Effektive Fußlänge EEFP (nicht betroffene Seite) | sicher (sicher) | sicher (sicher) | sicher (sicher) |

Tabelle 29: Auswertung der Gangsicherheit von Proband 2

6.2.2.1. Freies Gehen in der Ebene

Zunächst lässt nur die verminderte Standphasendauer der EEFP-Seite auf eine Gangunsicherheit schließen. Beide Füße werden stark abgerollt, jedoch wird bei der Betrachtung der Belastungsparameter das weitaus geringere Gewicht ersichtlich, welches auf die Prothesenseite

gegeben wird.

Trotzdem liegt die Belastung auf dieser Seite insgesamt im Normbereich, während die gesunde Seite leicht überbelastet wird. Die eingipfligen Kurvenverläufe des mittleren Schrittes bezeugen ein eher zaghaftes Aufsetzen der Füße und ein vermindertes Nachfedern im Knie. Dies ist nach Hegewald [10] typisch für ein langsames Gehtempo.

6.2.2.2. Gehen auf dem Laufband mit Steigung

Bei der Betrachtung der Rohwerte fällt v.a. die stark verlängerte relative Doppelschrittlänge auf; der Proband kompensiert das größere Tempo also mit längeren Schritten anstatt mit einer erhöhten Schrittfrequenz. Dies stimmt mit den Untersuchungsergebnissen zum Gang bei transfemoral amputierten ProbandInnen von Jaegers et al. [20] überein. Eine Gangunsicherheit lässt sich aus der Verlängerung des Zweibeinstandes schließen; v.a. die nicht betroffene Seite wird dabei über eine sehr viel größere Zeitspanne belastet. Die Belastungsparameter verdeutlichen zudem die größere Lastübernahme dieser Seite; der mittlere Schritt lässt ebenfalls erkennen, dass die EEFP deutlich weniger Druck v.a. im Fersenbereich ausgesetzt wird.

6.2.2.3. Gehen auf dem Laufband mit Neigung

Bergab wird der Gang des Probanden erstaunlich sicher; die Standphasendauer der EEFP ist zwar noch immer leicht verkürzt, jedoch wird wieder vertrauensvoll Belastung auf sie gegeben und die gesunde Seite wird damit weniger strapaziert. Beide Füße werden nach wie vor stark abgerollt und der mittlere Schritt lässt auf der nicht betroffenen Seite einen ausgeprägten Druckanstieg während des Abstoßvorganges erkennen. Dieser fehlt auf der EEFP Seite, welche einen eingipfligen Druckverlauf aufweist; sie wird während der gesamten Standphase relativ gleichbleibend und damit weniger dynamisch belastet.

Der Gang von Proband 2 kann insgesamt als sicher eingestuft werden. Trotz einer z.T. geringeren und kürzeren Belastung der EEFP lassen die meisten Parameter auf eine selbstbewußte und auf die Versorgung vertrauende Fortbewegung schließen. Dabei werden beide Füße sehr stark abgerollt und somit wird auch auf der Prothesenseite keine Belastung an irgendeiner Stelle gescheut. V.a. beim Bergabgehen wird die EEFP größeren Drücken ausgesetzt und stabil benutzt.

6.2.3. Das Gangbild

| | 1. Messung | 2. Messung | 3. Messung |
|---------------------------------------|----------------|----------------|----------------|
| die Symmetrie der Standphasendauer | sehr auffällig | sehr auffällig | sehr auffällig |
| die Symmetrie der Gesamtbelastung | sehr auffällig | sehr auffällig | sehr auffällig |
| die Symmetrie der effektiven Fußlänge | unauffällig | unauffällig | unauffällig |

Tabelle 30: Auswertung des Gangbildes von Proband 2

6.2.3.1. Freies Gehen in der Ebene

Standphasendauer und Gesamtbelastung fallen asymmetrisch aus und sind mit weitaus größeren Werten auf die gesunde Seite verschoben. Anschaulich wird dies anhand der Phasenverschiebung des mittleren Schrittes in Anhang Abb. 87. Bei der Betrachtung des Schwerpunktverlaufes fallen zunächst die beim freien Gehen sehr breiten Ganglinien auf der Seite der EEFP auf. Der Proband hat seinen Fuß sehr unterschiedlich abgerollt und demnach auch mit dieser Seite Ausgleichsbewegungen vorgenommen. Das zugehörige Zyklogramm zeigt keine große Asymmetrie; der Verlauf des Druckschwerpunktes lässt die typische Schmetterlingsform erkennen.

6.2.3.2. Gehen auf dem Laufband mit Steigung

Den neuen Verhältnissen auf dem Laufband wird durch eine Verschmälerung der Ganglinien beider Seiten Rechnung getragen; Proband 2 konzentriert sich mehr auf das Abrollen der Füße. Weiterhin ist der Gang dabei aber asymmetrisch – der Druckschwerpunkt liegt auf Seite der EEFP weit im vorderen Bereich; der Fuß wird hier nur kurzzeitig belastet um dann wieder Gewicht auf die gesunde Seite geben zu können.

6.2.3.3. Gehen auf dem Laufband mit Neigung

Das Bergabgehen wirkt sich positiv auf die Gangsymmetrie von Proband 2 aus. Der Grad der Belastung der EEFP nähert sich dem der gesunden Seite an und die Phasenverschiebung des mittleren Schrittes in Anhang Abb. 91 lässt den verminderten Niveauunterschied der beiden Kurven erkennen. Das Zyklogramm wirkt symmetrisch.

Das Gangbild von Proband 2 muss zunächst weniger positiv bewertet werden als die Gangsicherheit. Durch die größere Standphasendauer und Belastung der nicht betroffenen Seite wird das Bewegungsmuster asymmetrisch. Die Betrachtung der Druckschwerpunkte im Zyklogramm lassen jedoch beim freien Gehen und bergab annähernde Spiegelgleichheit

erkennen. Bei diesen zwei Messungen bewegt sich der Proband recht unauffällig.

6.2.4. Die Standardabweichung

Beim Beraufgehen auf dem Laufband traten keine großen Abweichungen vom typischen Schritt auf, die Gangsicherheit bestätigt sich hierdurch noch einmal. Hingegen verhielten sich Doppelschrittdauer und die Standphasendauer der nicht betroffenen Seite bei der letzten Messung abweichend; die Einzelschritte wiesen hier eine große Streuung auf. Davon ist allerdings die Seite der EEFP weniger betroffen, da sie über den Messzeitraum hinweg mit gleichbleibender Standphasendauer belastet wurde. Eine Gangunsicherheit wurde demnach mit der längeren Belastung des gesunden Beines ausgeglichen.

6.3. PROBANDIN 3) betroffene Seite: links

6.3.1. Die relative Geschwindigkeit

| | 1. Messung | 2. Messung | 3. Messung |
|--|------------|------------|------------|
| Geschwindigkeitsbereich nach Tabelle 4 | langsam | langsam | langsam |
| Geschwindigkeitsbereich nach Tabelle 5 | mittel | mittel | mittel |

Tabelle 31: Auswertung der relativen Geschwindigkeit von Probandin 3

Die Probandin bewegt sich mit einer recht konstanten Geschwindigkeit fort; dabei ist sie im Vergleich zu der unbeeinträchtigten Personengruppe bei allen drei Messungen langsam, im Vergleich zu Personen mit Handicap aber durchweg im mittleren Geschwindigkeitsbereich. Da sich die Probandin schon seit sehr langer Zeit aufgrund ihres früh aufgetretenen Tumorleidens immer wieder in ärztliche Behandlung begeben und sehr umsichtig mit ihrer Gesundheit umgehen musste, ist eine bedachte Fortbewegungsgeschwindigkeit naheliegend.

6.3.2. Die Gangsicherheit

| | 1. Messung | 2. Messung | 3. Messung |
|---|-------------------------------|--|--|
| Relative Doppelschrittlänge | sicher | sicher | sicher |
| Standphasendauer EEFP (nicht betroffene Seite) | deutlich unsicher (sicher) | deutlich unsicher (sicher) | unsicher (sicher) |
| Dauer Zweibeinstand | sicher | sicher | sicher |
| Effektive Fußlänge EEFP (nicht betroffene Seite) | sicher (deutlich unsicher) | deutlich unsicher (deutlich unsicher) | deutlich unsicher (deutlich unsicher) |

Tabelle 32: Auswertung der Gangsicherheit von Probandin 3

6.3.2.1. Freies Gehen in der Ebene

Die EEFP wird von der Probandin deutlich kürzer belastet als ihre gesunde Seite. Während dieser Belastung gibt sie aber vertrauensvoll Gewicht auf die Prothese – v.a. der Vorfußbereich wird hier über längere Zeit genutzt. Die Belastungsparameter zeigen weiterhin, dass die gesunde Seite trotz der insgesamt längeren Belastungszeit nicht über die Maße überanstrengt wird. Im mittleren Schritt der EEFP ist ein zweigipfliger Kurvenverlauf angedeutet und somit erscheint der Druckverlauf hier nahe der von Hegewald [10] beschriebenen Norm. Die nicht betroffene Seite wird wenig abgerollt und die Belastung damit sehr abrupt auf sie gegeben.

6.3.2.2. Gehen auf dem Laufband mit Steigung

Auffallend ist vorrangig das schlechte Abrollverhalten der EEFP Seite. Belastung wird beim Bergaufgehen hier über längere Zeit nur auf den vorderen Teil des Fußes ausgeübt; zudem ist die Standphasendauer sehr kurz. Der Gang ist auf dem Laufband und mit der Steigung insgesamt weniger sicher als beim freien Gehen; positiv lässt sich hier aber der Kurvenverlauf des mittleren Schrittes der EEFP Seite beurteilen – nach der (recht kurzen) Aufsetzphase des Fußes erfolgt ein Abheben des Druckes, der zweite Gipfel kommt durch die Abstoßphase zustande. Die Gesamtbelastung ist, wenn auch verkürzt, in ihrer Intensität normgerecht.

6.3.2.3. Gehen auf dem Laufband mit Neigung

Beim Bergaufgehen wird die EEFP wieder etwas länger belastet, wobei das Abrollverhalten immer noch als mangelhaft zu bewerten ist. Im mittleren Schritt erreicht die Kurve ein Plateau, welches sich über den Zeitraum der Belastung weitgehend hält. Ein Abstoßvorgang ist weniger deutlich zu erkennen als bei der vorherigen Messung. Die Gesamtbelastung der EEFP erfüllt den Sollwert und lässt damit wieder auf ein sicheres Ganggefühl der Probandin schließen.

Die Probandin traut der EEFP zwar ein hohes Maß an Belastung zu, sie gibt diese aber immer nur für recht kurze Zeit auf die Prothese. Beim freien Gehen ist ihr Gang insgesamt am stabilsten; durch die Anforderungen des Laufbandes und den Winkeln wird er unsicherer und der künstliche Fuß kaum noch abgerollt. Die Versorgung gewährt der Probandin aber die Möglichkeit sich auch ohne Stützen relativ sicher fortzubewegen.

6.3.3. Das Gangbild

| | 1. Messung | 2. Messung | 3. Messung |
|---------------------------------------|----------------|----------------|----------------|
| die Symmetrie der Standphasendauer | sehr auffällig | sehr auffällig | auffällig |
| die Symmetrie der Gesamtbelastung | auffällig | auffällig | unauffällig |
| die Symmetrie der effektiven Fußlänge | sehr auffällig | sehr auffällig | sehr auffällig |

Tabelle 33: Auswertung des Gangbildes von Probandin 3

6.3.3.1. Freies Gehen in der Ebene

Die Betrachtung der Symmetrieparameter von Standphasendauer, Gesamtbelastung und effektiver Fußlänge lässt zunächst den Schluss auf ein auffälliges Gangbild zu. Beim Heranziehen der Phasenverschiebung des mittleren Schrittes (Anhang Abb. 98) fällt jedoch der sehr ähnliche Kurvenverlauf von linker und rechter Seite auf. Zwar wird die EEFP insgesamt kürzer belastet, jedoch ist der Druckverlauf hier dem der gesunden Seite beinahe identisch. Auch der Schwerpunktverlauf im Zyklogramm (Abb. 38) stellt sich recht symmetrisch dar.

6.3.3.2. Gehen auf dem Laufband mit Steigung

Ähnlich wie beim freien Gehen wirkt das Bewegungsmuster bei alleiniger Betrachtung der in Tabelle 29 angeführten Parameter sehr asymmetrisch. Wieder zeigt die Phasenverschiebung des mittleren Schrittes (Anhang Abb. 100) jedoch eine deutliche Symmetrie zwischen den Druckverläufen von EEFP und nicht betroffener Seite. V.a. die Kurve der Prothesenseite stellt sich hier mit zwei ausgeprägten Belastungsmaxima während der Aufsetz- und der Abstoßphase als annähernd normgerecht dar. Unter dem Gesichtspunkt der Ganglinien und des Zyklogramms (Abb. 39) erscheint das Gangbild allerdings durch die einseitige Verlagerung des Schwerpunktes nach vorne wieder stark asymmetrisch.

6.3.3.3. Gehen auf dem Laufband mit Neigung

In Bezug auf den Schwerpunktverlauf (Abb. 40) verhalten sich die gemessenen Parameter ähnlich wie beim Bergaufgehen. Die Gesamtbelastung ist aber auf beide Seiten gleichmäßig verteilt und die Standphasendauer der EEFP Seite weniger kurz. In der Phasenverschiebung des mittleren Schrittes (Anhang Abb. 102) lassen sich daher recht ähnliche Kurvenniveaus erkennen.

Der Gang der Probandin ist nur unter eingeschränkten Gesichtspunkten als unauffällig zu bezeichnen. In Bezug auf die Belastung werden beide Seiten recht gleichmäßig genutzt. Der Schwerpunkt verläuft aber nur beim freien Gehen in symmetrischen Bahnen; auf dem Laufband wird er hingegen während der Standphase der EEFP nach sehr weit vorne verlagert. Somit ist das freie Gangbild noch als weitgehend unauffällig, das der Laufbandmessungen aber als doch recht asymmetrisch zu bewerten.

6.3.4. Die Standardabweichung

Abgesehen von einer Abweichung bei der Dauer der Doppelschritte während des Bergaufgehens traten keine Einzelereignisse bei den letzten zwei Messungen auf. Die Probandin ging demnach konstant; diese Ergebnisse unterstützen die Aussage über eine stabile Gangsicherheit.

6.4. PROBAND 4) betroffene Seite: links

6.4.1. Die relative Geschwindigkeit

| | 1. Messung | 2. Messung | 3. Messung |
|--|------------|------------|------------|
| Geschwindigkeitsbereich nach Tabelle 4 | langsam | langsam | langsam |
| Geschwindigkeitsbereich nach Tabelle 5 | schnell | mittel | mittel |

Tabelle 34: Auswertung der relativen Geschwindigkeit von Proband 4

Das langsam gewählte Tempo von Proband 4 verglichen zur gangunauffälligen Personengruppe lässt eine Einschränkung des Bewegungsapparates vermuten. Im Vergleich zu dem anderen Personenkreis mit Handicap liegt die komfortable Geschwindigkeit beim freien Gehen allerdings sogar im schnellen Bereich; auf dem Laufband wird der Proband etwas langsamer und bewegt sich mit mittlerem Tempo vorwärts. Insgesamt bleibt also eine Restriktion der Geschwindigkeit erkennbar; dabei erreicht die Versorgung aber gute Werte trägt man der Tatsache des Beinverlustes als körperliche Behinderung Rechnung.

6.4.2. Die Gangsicherheit

| | 1. Messung | 2. Messung | 3. Messung |
|---|----------------------|-------------------------------|----------------------|
| Relative Doppelschrittlänge | sicher | sicher | sicher |
| Standphasendauer EEFP (nicht betroffene Seite) | unsicher (sicher) | deutlich unsicher (sicher) | unsicher (sicher) |
| Dauer Zweibeinstand | sicher | sicher | sicher |
| Effektive Fußlänge EEFP (nicht betroffene Seite) | sicher (sicher) | sicher (sicher) | sicher (sicher) |

Tabelle 35: Auswertung der Gangsicherheit von Proband 4

6.4.2.1. Freies Gehen in der Ebene

Trotz der etwas kürzeren Belastung der EEFP Seite erfolgt das freie Gehen des Probanden mit erstaunlicher Sicherheit. Er rollt beide Füße sehr stark ab und belastet damit auf beiden Seiten sowohl Fersen- und Vorfußbereich. Der mittlere Schritt der EEFP lässt einen Druckanstieg in der Abstoßphase erkennen; die gesunde Seite wird mit stetem Druckanstieg belastet.

6.4.2.2. Gehen auf dem Laufband mit Steigung

Durch die noch kürzere Belastung der EEFP beim Bergaufgehen verringert sich sogar die Dauer des Zweibeinstandes. Trotzdem belastet der Proband beide Seiten noch immer sehr gut, die EEFP Seite wird v.a. im Vorfußbereich beansprucht, was auch anhand des mittleren Schrittes zu erkennen ist.

6.4.2.3. Gehen auf dem Laufband mit Neigung

Der Gang des Probanden stellt sich beim Bergabgehen ähnlich sicher wie beim freien Gehen dar. Beide Füße werden sehr stark über ihre gesamte Länge abgerollt und Belastungen werden auch der EEFP Seite zugetraut.

Der Gang des Probanden ist als sehr sicher zu bewerten. Er macht deutlichen und vertrauten Gebrauch von der Prothese und sein Bewegungsmuster bleibt auch trotz der Anforderungen durch das Laufband bzw. die unterschiedlichen Stellwinkel stabil.

6.4.3. Das Gangbild

| | 1. Messung | 2. Messung | 3. Messung |
|---------------------------------------|----------------|----------------|----------------|
| die Symmetrie der Standphasendauer | sehr auffällig | sehr auffällig | sehr auffällig |
| die Symmetrie der Gesamtbelastung | sehr auffällig | sehr auffällig | sehr auffällig |
| die Symmetrie der effektiven Fußlänge | auffällig | auffällig | auffällig |

Tabelle 36: Auswertung des Gangbildes von Proband 4

6.4.3.1. Freies Gehen in der Ebene

Der Proband belastet die EEFP verglichen zur nicht betroffenen Seite deutlich weniger und kürzer; dies wird auch anhand der Phasenverschiebung des mittleren Schrittes (Anhang Abb. 109) anschaulich. Die Betrachtung der Ganglinien und des Schwerpunktverlaufs (Abb. 47) ergibt aufgrund der großen Varianz der einzelnen Bahnen ein zwar symmetrisches Bahnmuster, das aber von Schritt zu Schritt leicht variiert. Gründe hierfür sind in der Art des Prothesenfußes zu erwarten, der offensichtlich – wie auch die gesunde Seite – Ausgleichsbewegungen zulässt. Der Schritt wirkt nicht sehr standardisiert sondern als über den Messzeitraum hinweg sich kontinuierlich verändernd. Dabei bricht jedoch keine Bahn völlig aus dem Bewegungsmuster aus; das Gangbild ist nicht sehr regelmäßig aber die Doppelschritte jeweils annähernd symmetrisch.

6.4.3.2. Gehen auf dem Laufband mit Steigung

Die Symmetrieparameter ergeben noch immer ein auffälliges Gangbild. Die Phasenverschiebung des mittleren Schrittes (Anhang Abb. 111) zeigt zwar einen deutlichen, jedoch nicht übertrieben wirkenden Niveauunterschied der Kurvenverläufe; dies lässt einen über die Standbeinphase hinweg gleichen Belastungsverlauf der beiden Seiten erkennen. Bei der Betrachtung des Schwerpunktverlaufes (Abb. 48) sind die deutlich schmalere Ganglinien als bei der vorherigen Messung erkennbar, die aus dem nun konzentrierteren Abrollen der Füße auf dem Laufband resultieren. Der Verlauf des Gesamtschwerpunktes lässt dabei zwar die charakteristische Schmetterlingsform noch erkennen, jedoch wird das Gewicht vornehmlich auf den vorderen Fußteil der EEFP Seite gebracht und die einzelnen Bahnen weichen stark voneinander ab. Somit ist das Gangbild hier insgesamt auffällig.

6.4.3.3. Gehen auf dem Laufband mit Neigung

Die betrachteten Symmetrieparameter lassen wieder die Interpretation des Gangbildes als auffällig zu. Im Gegensatz dazu verläuft der Schwerpunkt (Abb. 49) jedoch auf sehr symmetrischen Bahnen und lässt wiederum auf ein unauffälliges Gangbild schließen. Insgesamt wird das Bergabgehen regelmäßig absolviert; die Fortbewegung erfolgt hier zwar nicht ganz unauffällig aber sehr proportioniert.

Die unterschiedlichen Anforderungen der einzelnen Messungen haben grosse Auswirkung auf das jeweilige Gangbild von Proband 4. Zwar bleiben Standphase und Gesamtbelastung der nicht betroffenen Seite deutlich größer als die der EEF, jedoch verläuft der Schwerpunkt bei allen drei Messungen sehr unterschiedlich. Unter diesem Gesichtspunkt ist das Gangbild beim Bergabgehen nahezu unauffällig, beim freien Gehen in der Ebene zwar weniger harmonisch dafür aber recht ausgewogen und beim Bergaufgehen wiederum auffällig. Insgesamt bleibt aber eine größere Gangsymmetrie wünschenswert.

6.4.4. Die Standardabweichung

Die Messungen ergeben beim Bergaufgehen starke Abweichungen vom typischen Schritt in Bezug auf Doppelschritt- und Standphasendauer beider Seiten. Hier traten also Einzelereignisse auf, die den Gang des Probanden beeinflussten. Ein harmonische Gangbild wird dadurch gestört. Positive Ergebnisse ergaben sich aber beim Bergabgehen – hier war der Gang gleichmäßiger und sicherer.

6.5. PROBAND 5) betroffene Seite: links

6.5.1. Die relative Geschwindigkeit

| | 1. Messung | 2. Messung | 3. Messung |
|--|------------|------------|------------|
| Geschwindigkeitsbereich nach Tabelle 4 | mittel | langsam | langsam |
| Geschwindigkeitsbereich nach Tabelle 5 | schnell | mittel | mittel |

Tabelle 37: Auswertung der relativen Geschwindigkeit von Proband 5

Das freie Gehen von Proband 5 erfolgt in einem verglichen zu gangunauffälligen Personen "normalem" Tempo. Hier wird durch die Versorgung mit der EEFP keine Restriktion ersichtlich; verglichen zum körperlich beeinträchtigten Personenkreis ist die gewählte Geschwindigkeit demnach sogar schnell. Bei den Messungen auf dem Laufband erfolgte das Wählen einer etwas langsameren komfortable Geschwindigkeit - Hegewald [10] hat dies in seiner Arbeit als häufige Reaktion auf die neue Anforderung beschrieben. Das Tempo wird also etwas verringert um sich konzentrierter fortbewegen zu können.

6.5.2. Die Gangsicherheit

| | 1. Messung | 2. Messung | 3. Messung |
|---|-------------------------------|---------------------------------|-------------------------------|
| Relative Doppelschrittlänge | sicher | sicher | sicher |
| Standphasendauer EEFP (nicht betroffene Seite) | deutlich unsicher (sicher) | deutlich unsicher (unsicher) | deutlich unsicher (sicher) |
| Dauer Zweibeinstand | sicher | sicher | sicher |
| Effektive Fußlänge EEFP (nicht betroffene Seite) | sicher (sicher) | deutlich unsicher (unsicher) | sicher (sicher) |

Tabelle 38: Auswertung der Gangsicherheit von Proband 5

6.5.2.1. Freies Gehen in der Ebene

Zunächst ist der Gang des Probanden durch eine deutlich kürzere Standphasendauer auf der Prothesenseite geprägt. Er gibt die, zwar in ihrer Intensität unauffällige, Gewichtslast nur sehr kurz auf diese Seite, deren Fuß er dennoch stark abrollt. Um die Geschwindigkeit zu erreichen macht er zudem verhältnismäßig lange Schritte – ein Phänomen des Prothesenganges, welches schon Jaegers et al. [20] beschrieben haben. Deutliche Überlastung tritt auf der gesunden Seite auf; dies wird wahrscheinlich durch einen Kompensationsversuch verursacht.

6.5.2.2. Gehen auf dem Laufband mit Steigung

Der Proband hat größere Schwierigkeiten beim Bergaufgehen. Zwar werden die Schritte nun weniger lang, jedoch nutzt er fast nur noch den Vorfußbereich der Prothesenseite und überlastet hier zudem die gesunde Extremität. Der Gang wirkt ist insgesamt nicht als sicher zu beurteilen.

6.5.2.3. Gehen auf dem Laufband mit Neigung

Das Bergabgehen bereitet dem Probanden keine größeren Schwierigkeiten. Sein Gang ist wieder sicherer, wobei er wieder längere Schritte wählt. Noch immer steht er aber nur relativ kurz auf der EEFP-, die nicht betroffene Seite wird wieder leicht überbelastet.

Der Gang des Probanden ist durch die kurze Standphasendauer auf Seite der EEFP geprägt . Trotz angemessener Belastung muss die nicht betroffene Seite das Standdefizit der EEFP durch längere Lastübernahme kompensieren. Der Proband wählt relativ große Schritte um die Ganggeschwindigkeit zu erreichen. Das freie und das Bergabgehen sind insgesamt als sicher einzustufen; das Bergaufgehen bereitet dem Probanden allerdings Schwierigkeiten.

6.5.3. Das Gangbild

| | 1. Messung | 2. Messung | 3. Messung |
|---------------------------------------|----------------|----------------|----------------|
| die Symmetrie der Standphasendauer | sehr auffällig | sehr auffällig | sehr auffällig |
| die Symmetrie der Gesamtbelastung | sehr auffällig | sehr auffällig | sehr auffällig |
| die Symmetrie der effektiven Fußlänge | auffällig | sehr auffällig | unauffällig |

Tabelle 39: Auswertung des Gangbildes von Proband 5

6.5.3.1. Freies Gehen in der Ebene

Weder der Belastungsverlauf noch die Symmerieparameter lassen die Interpretation eines harmonischen Gangbildes zu. Der Schwerpunktverlauf (Abb. 56) lässt zwar die charakteristische Schmetterlingsform erahnen, jedoch sind auch hier größere Unregelmäßigkeiten zu erkennen.

6.5.3.2. Gehen auf dem Laufband mit Steigung

Die Anforderung lässt das Gangbild auffälliger werden. Der Proband macht keine einheitlichen Schritte, die Symmetrie des Ganges ist verloren gegangen. Der Schwerpunkt (Abb. 57) ist auf der Seite der EEFP auf den Vorfußbereich verzogen; das unauffällige Gangbild ist stark beeinträchtigt.

6.5.3.3. Gehen auf dem Laufband mit Neigung

Zwar wird das Gangbild beim Bergabgehen wieder etwas ausgeglichener in Bezug auf den Verlauf des Schwerpunktes (Abb. 58), jedoch sind die Bahnen noch immer stark voneinander abweichend. Anhand der Phasenverschiebung des mittleren Schrittes (s. Anhang Abb. 124) lassen sich die unterschiedlichen Belastungsverläufe beider Seiten erkennen. Abgesehen von einem ähnlichen Abrollverhalten der Füße ist das Bewegungsmuster sehr auffällig.

Die Belastungen werden wenig ausgewogen auf die beiden Seiten verteilt und die EEFP im Vergleich zur nicht betroffenen Seite viel kürzer beansprucht. Der Schwerpunkt verläuft zudem meist auf kaum proportionierten Bahnen. Aus der Summe der ausgewerteten Ergebnisse ist das Gangbild als mangelhaft in Bezug auf seine Unauffälligkeit zu bewerten.

6.5.4. Die Standardabweichung

Bei der Betrachtung der Einzelschritte sind Unregelmäßigkeiten in Bezug auf die Standphasendauer der nicht betroffenen Seite festzustellen. Die EEFP wird über den Messzeitraum gleichbleibend lang belastet. Dies ändert sich etwas beim Bergabgehen; hier treten auch kleinere Schwankungen auf der Prothesenseite auf. Insgesamt lassen diese Abweichungen Asymmetrien und Gangunsicherheiten bei den Laufbandmessungen vermuten.

6.6. PROBAND 6) betroffene Seite: rechts

6.6.1. Die relative Geschwindigkeit

| | 1. Messung | 2. Messung | 3. Messung |
|--|------------|------------|------------|
| Geschwindigkeitsbereich nach Tabelle 4 | langsam | langsam | langsam |
| Geschwindigkeitsbereich nach Tabelle 5 | mittel | schnell | mittel |

Tabelle 40: Auswertung der relativen Geschwindigkeit von Proband 6

Der Proband bewegt sich beim freien Gehen recht bedächtig fort, traut sich auf dem Laufband beim Bergaufgehen allerdings ein etwas schnelleres Tempo zu. Die Wahl eines langsamen Tempos verglichen zu nicht eingeschränkten Personen ist womöglich auch auf die zum Messzeitpunkt noch nicht sehr lang erfolgte Vollzeitbelastung der EEFP zurückzuführen. Dass mittlerweile eine schnellere Geschwindigkeit gewählt werden würde ist nicht auszuschließen. Verglichen zu der gehandicapten Personengruppe erreichte der Proband schon zum Messzeitpunkt ein mittleres bis schnelles Gehtempo.

6.6.2. Die Gangsicherheit

| | 1. Messung | 2. Messung | 3. Messung |
|---|---------------------------------|-------------------------------|---------------------------------|
| Relative Doppelschrittlänge | sicher | sicher | sicher |
| Standphasendauer EEFP (nicht betroffene Seite) | deutlich unsicher (unsicher) | unsicher (unsicher) | unsicher (deutlich unsicher) |
| Dauer Zweibeinstand | sicher | sicher | sicher |
| Effektive Fußlänge EEFP (nicht betroffene Seite) | sicher (sicher) | sicher (deutlich unsicher) | sicher (unsicher) |

Tabelle 41: Auswertung der Gangsicherheit von Proband 6

6.6.2.1. Freies Gehen in der Ebene

Trotzdem die Standphasen beider Seiten verkürzt sind bewegt sich der Proband recht sicher. Er belastet die EEFP vertrauensvoll und im mittleren Schritt ist hier ein zweigipfliger Kurvenverlauf angedeutet. Eine Überbelastung findet nur im Vorfußbereich der nicht betroffenen Seite statt.

6.6.2.2. Gehen auf dem Laufband mit Steigung

Auch auf dem Laufband belastet der Proband beide Seiten nur recht kurz; die gesunde Seite wird dabei zudem über eine sehr verkürzte Strecke abgerollt. Die Gesamtbelastungen liegen jeweils im Normbereich und die Versorgung erlaubt somit trotz der Anforderung einen relativ sicheren Gang.

6.6.2.3. Gehen auf dem Laufband mit Neigung

Erstaunlicherweise belastet der Proband beim Bergabgehen die gesunde Seite über einen kürzeren Zeitraum als die EEFP. Dabei bleibt die Gesamtbelastung auf beiden Seiten im Normbereich; eine leichte Überbelastung findet nur im Vorfußbereich der gesunden Extremität statt. Die starke Verkürzung des Zweibeinstandes deutet zudem schon einen Übergang zum Laufen an; der Gang wirkt insgesamt weniger sicher als bei den Messungen davor.

Die Versorgung mit der EEFP lässt den Probanden sicher Gehen. Er belastet die Prothese beim freien Gehen zwar etwas kürzer als das gesunde Bein, jedoch wird insgesamt bei allen vorgenommenen Messungen ein vernünftiges Maß an Gewichtslast auf sie ausgeübt. Hervorzuheben ist noch die ebenfalls verkürzte Standphasendauer der nicht betroffenen Extremität, welche beim Bergabgehen sogar die der EEFP unterschreitet und demnach der Prothese hier sogar eine länger dauernde Belastung zugetraut wird.

6.6.3. Das Gangbild

| | 1. Messung | 2. Messung | 3. Messung |
|---------------------------------------|----------------|----------------|----------------|
| die Symmetrie der Standphasendauer | auffällig | unauffällig | auffällig |
| die Symmetrie der Gesamtbelastung | sehr auffällig | auffällig | sehr auffällig |
| die Symmetrie der effektiven Fußlänge | auffällig | sehr auffällig | sehr auffällig |

Tabelle 42: Auswertung des Gangbildes von Proband 6

6.6.3.1. Freies Gehen in der Ebene

Die Symmetrieparameter ergeben ein auffälliges aber noch nicht extrem von der Norm abweichendes Gangbild. Der Schwerpunkt (Abb. 65) verläuft auf der Seite der EEFP eher im hinteren, auf der nicht betroffenen Seite eher im vorderen Fußbereich. Dabei kreuzen sich die Bahnen jedoch mittig zwischen beiden Seiten. Am auffälligsten ist die im Vergleich zur gesunden Seite deutlich reduzierte Gesamtbelastung, die auf die EEFP gegeben wird.

6.6.3.2. Gehen auf dem Laufband mit Steigung

Das Gangbild ist auf dem Laufband gleichmäßiger; die in der Phasenverschiebung des mittleren Schrittes (Anhang Abb. 133) erkennbare symmetrische Standphasendauer von rechts und links und der nur kleine Unterschied in der Gesamtbelastung sind hervorzuheben. Der Schwerpunkt (Abb. 66) verläuft auf gleichmäßigeren Bahnen wobei die gesunde linke Seite mehr beansprucht wird.

6.6.3.3. Gehen auf dem Laufband mit Neigung

Das Bergabgehen wirkt sich negativer auf das Gangbild des Probanden aus als das Bergaufgehen. Hervorzuheben ist, dass der Proband nun die EEFP über einen längeren Zeitraum belastet als die gesunde Seite, letztere allerdings wieder mit deutlich größerer Intensität. Der Schwerpunkt (Abb. 67) ist daher noch mehr auf die nicht betroffene Seite verlagert; die Kurven bei der Phasenverschiebung des mittleren Schrittes unterscheiden sich deutlich voneinander.

Das Gangbild des Probanden ist trotz der Auffälligkeiten recht stabil und die verschiedenen Anforderungen brachten keine extremen Schwankungen im Bewegungsmuster mit sich. Dies könnte auch mit der regelmäßigen Teilnahme des Probanden an einer Gangschulung zu tun haben. Der Schwerpunkt verläuft auf gefestigten und recht symmetrischen Bahnen und beim freien Gehen steht der Proband nur wenig kürzer, beim Bergaufgehen sogar länger auf der Seite der EEFP als auf der nicht betroffenen Extremität.

6.6.4. Die Standardabweichung

Das Bergaufgehen erfolgt ohne Abweichung vom typischen Schritt. Bei Neigung des Laufbandes weichen v.a. die Standphasendauer der nicht betroffenen Extremität und die Doppelschrittlänge vom errechneten Durchschnitt ab; auf der EEFP Seite treten kleinere Unregelmäßigkeiten auf. Bergab kommen also größere Asymmetrien und damit einhergehende Gangunsicherheiten vor.

7. Diskussion

Die Beantwortung der Frage, wie eine objektive Überprüfung und Beurteilung der prothetischen Versorgung mit der EEFP in Bezug auf die Gehfähigkeit der ProbandInnen vor dem Hintergrund der Qualitätskontrolle möglich ist, stellt eine zentrale Herausforderung dieser Arbeit dar. Die Versorgung von körperlich sehr aktiven und traumatisch bzw. durch ein Tumorleiden bedingt amputierten PatientInnen, aus denen sich das in Frage kommende NutzerInnenprofil der EEFP rekrutiert, erfordert das Erreichen eines Maximums an Funktionalität und Dynamik. Gleichzeitig muss, nach der Definition der GKV, die Versorgung mit einem orthopädischen Hilfsmittel ausreichend und zweckmäßig sein und darf das Maß des Notwendigen nicht überschreiten. Eine größere Transparenz im Verhältnis der Leistungserbringer zu den Kostenträgern spielt dabei eine zentrale Rolle bei der Gestaltung der Leistungsvergütung. Durch eine geeignete Ganganalyse kann der Nutzen der neuen Technik objektiv bewertet und damit die geforderte größere Durchschaubarkeit der Kosten-/Nutzenrelation weiter ermöglicht werden.

Die Vergleichbarkeit der Ergebnisse mit denen der Literatur wird allerdings dadurch eingeschränkt, dass es keine definierten Parameter oder einen Goldstandard für die Ganganalyse gibt, die in der Vergangenheit zu einer Ergebnisbündelung der Analysen hätte führen können. Es gibt keine Datenbanken mit einem Fundus an Ergebnissen, auf die in der Auswertung hätte zurückgegriffen werden können. Mit dem gewählten Ganganalysesystem der Firma medilogic konnte eine Summe an Parametern ausgewertet werden, die aber nur zum Teil auch in der Literatur beschrieben wird.

Diese beschränkt sich bei dem Thema der knochengeführten Prothesenversorgung bis dato auf die Verbesserung des Trage- und Sitzkomforts und im Fall von Clausen [3] auch durch eigenanamnestische Angaben der PatientInnen auf eine Verbesserung des Gangbildes. In Schweden wurde die Mobilität der mit einer osseointegrierten Prothese versorgten ProbandInnen ebenfalls anhand eines Fragebogens und durch goniometrische Messungen am Hüftgelenk bewertet.

Die Literatur über den Gang von TrägerInnen eines konventionellen Schaftprothesensystems enthält nur z.T. vergleichbare Parameter; eine Gegenüberstellung mit gangunauffälligen Personen konnte durch die systeminterne Datenbank der Firma medilogic schon bei der Auswertung der Ergebnisse vorgenommen werden. Dabei bezogen sich die in der Auswertung benutzten Schlüssel auf von Hegewald [10] bzw. Vieregge [22] aufgestellten und für gültig befundene Thesen über die Gangsicherheit und die Gangsymmetrie.

Die Ergebnisse sollen hier nun anhand einer Gegenüberstellung mit den Literaturdaten, soweit dies möglich erscheint, weiter diskutiert werden. Als für einen Vergleich sinnvoll wird dabei die schon mehrfach erwähnte Arbeit von Hegewald [10], die Analyse über den Verlauf des Körperschwerpunktes von Inman et al. [6], die mehrfach beschriebene Auswertung der komfortablen Ganggeschwindigkeit von ProthesenträgerInnen u.a. durch Waters et al. [18], Jaegers et al. [20] und Hagberg [29] und die Aussagen über das asymmetrische Gangbild derselben durch Boonstra et al. [19] erachtet. Zudem soll der Frage nachgegangen werden, ob die Reststumpf- bzw. Femurlänge der ProbandInnen Einfluss auf die Wahl der komfortablen Geschwindigkeit hat, wie das nach Waters et al. [18] bei den konventionellen Schaftprothesensystemen der Fall ist. Die durch eigenanamnestische Aussagen der ProbandInnen festgehaltenen Ergebnisse von Clausen [3], wonach sich der Gang nach der Prothesenversorgung bei allen ProbandInnen verbessert hat, sollen also unter objektiven Bewertungsmaßstäben untersucht werden.

Die folgende Tabelle gibt die zu vergleichenden relevanten Literaturangaben noch einmal wieder:

| Literatur | Zu vergleichende Aussagen | ProbandInnenprofil |
|---|---|--|
| Inman et al. [6] | - der Körperschwerpunkt eines unauffälligen Gangbildes bewegt sich während des Gangzyklus auf symmetrisch verlaufenden sinusförmigen Bahnen | gangunauffällige ProbandInnen unterschiedlicher Altersstufen |
| <i>Die ProbandInnen der nachfolgenden Arbeiten sind TrägerInnen von konventionellen Schaftprothesen</i> | | |
| Hegewald [10] | - bei ProthesenträgerInnen ist die Ganglinienbreite der betroffenen Seite schmäler als die der nicht betroffenen Seite - die effektive Fußlänge der betroffenen Seite ist größer als die der nicht betroffenen Seite | 25 ProbandInnen (24♂, 1♀, mittleres Alter 41 Jahre), Amputation aufgrund von Trauma |
| Waters et al. [18] | - die gewählte komfortable Ganggeschwindigkeit ist geringer als die von gangunauffälligen ProbandInnen - die gewählte komfortable Ganggeschwindigkeit korreliert positiv mit der Reststumpflänge | 70 ProbandInnen mit einseitiger Amputation über und unter dem Knie |
| Boonstra et al. [19] | - die untersuchten ProbandInnen weisen in Bezug auf die temporären Gangparameter ein asymmetrisches Gangbild auf - die gewählte komfortable Geschwindigkeit ist geringer als die von gangunauffälligen ProbandInnen | 29 transfemorale amputierte ProbandInnen, Amputation aus nicht vaskulär bedingten Gründen |
| Jaegers et al. [20] | - die durchschnittliche komfortable Geschwindigkeit der untersuchten Probanden beträgt 3,42 km/h - die Probanden erreichen ihr Gehtempo eher durch die Verlängerung der Schritte anstatt durch eine Erhöhung der Schrittfrequenz | 11 Probanden (♂, mittleres Alter 35,7 Jahre), Amputation aus nicht vaskulär bedingten Gründen |
| Hagberg [30] | - die durchschnittliche komfortable Geschwindigkeit der untersuchten ProbandInnen beträgt 3,72 km/h | 41 ProbandInnen (30♂, 11♀, mittleres Alter 49 Jahre), Amputation aus nicht vaskulär bedingten Gründen vor durchschnittlich 27 Jahren |

Tabelle 43: Aussagen der zu vergleichenden Literaturangaben

Um die erhaltenen Ergebnisse kritisch zu beleuchten ist darauf hinzuweisen, dass sich trotz großer Bemühung nicht immer alle Störgrößen während der Messungen ausschalten ließen. Zum einen lagen kleinere Fehlerquellen in der verwendeten Technik selbst – z.B. sind die von den Druckmesssohlen gemessenen Werte zu einem geringen Grad temperaturabhängig. Dies ist jedoch zu vernachlässigen wenn man bedenkt, wie sehr sich die Umgebungstemperatur ohnehin auf die lokomotiven Leistungen eines Menschen auswirkt. Diese und andere Einflussfaktoren, z.B. die vergangene Zeit seit der letzten größeren Mahlzeit der ProbandInnen, schlugen sich nicht immer vermeidbar auf die gemessenen Ergebnisse aus.

Einige der zu vermessenden Personen legten größere Strecken mit dem Auto oder dem Zug zurück, um den jeweils vereinbarten Prüfungsort zu erreichen. Trotz der eingehaltenen Einlaufzeit kann dies Auswirkung auf den Gang gehabt haben. Und auch die PrüferInnen nahmen z.B. durch ihre Art und Weise, den Versuchsaufbau zu erklären, ungewollt Einfluss auf die Ergebnisse. Zwar wurden suggestive Fragen wie "ist die jetzige Ganggeschwindigkeit jetzt für Sie angenehm oder können Sie noch etwas schneller Gehen?" vermieden, jedoch ist oft die alleinige Tatsache, sich einer Prüfung zu unterziehen und dabei beobachtet zu werden, ein Grund für eine Änderung des Bewegungsverhaltens. Insgesamt ist es mit der verwendeten Technik der Firma medilogic jedoch weitgehend möglich, eine vom Ort, Zeitpunkt und der prüfenden Person unabhängigen Versuchsreihe durchzuführen.

7.1. Die komfortable Ganggeschwindigkeit

7.1.1. Die komfortable Geschwindigkeit in Abhängigkeit von der Restfemurlänge

Die oben angegebene Literatur beschreibt eine mit der Reststumpflänge positiv korrelierende komfortable Ganggeschwindigkeit [18]. Um zu ermitteln, ob sich ein derartiger Trend auch bei der osseointegrierten EEFP abzeichnet, wurde bei der Beschreibung des ProbandInnenprofils die jeweilige Restfemurlänge mit angegeben. Es ist sinnvoll, diesen Parameter auf die jeweilige Körpergröße der ProbandInnen zu beziehen und somit eine relative Restfemurlänge nach der Formel

$$\text{Restfemurlänge}_{\text{rel}} = \text{Restfemurlänge} \cdot 100 / \text{Körpergröße}$$

zu erhalten. Dieser Ansatz entspricht in seiner Aussage etwa der Angabe der prozentualen Restfemurlänge, wie es bei Baum et al. [1] wenngleich auch unter einer anderen Fragestellung geschah. Die für den Vergleich relevanten Werte der in dieser Arbeit untersuchten ProbandInnen sind hier noch einmal zusammengefasst dargestellt:

| | Proband 1 | Proband 2 | Probandin 3 | Proband 4 | Proband 5 | Proband 6 |
|-------------------------------------|-----------|-----------|-------------|-----------|-----------|-----------|
| Restfemurlänge | 27,5 cm | 22,5 cm | 23,1 cm | 30,5 cm | 18,1 cm | 20,2 cm |
| Restfemurlänge_{rel} | 15,8 | 12,6 | 13,1 | 16,9 | 10,5 | 10,9 |
| Absolute Geschwindigkeit | 3,7 km/h | 2,4 km/h | 2,1 km/h | 2,7 km/h | 3,4 km/h | 2,4 km/h |

Tabelle 44: Restfemurlänge (absolut und relativ) sowie absolute Geschwindigkeit der ProbandInnen

Die absolute Geschwindigkeit bezieht sich dabei auf die Werte der ersten Messung, da sich auch die Literaturangaben auf das freie Gehen beziehen. Eine Darstellung der Parameter im Koordinatensystem lässt leicht erkennen, dass bei den sechs ProbandInnen keine Abhängigkeit der gewählten komfortablen Geschwindigkeit von der Restfemurlänge festzustellen ist.

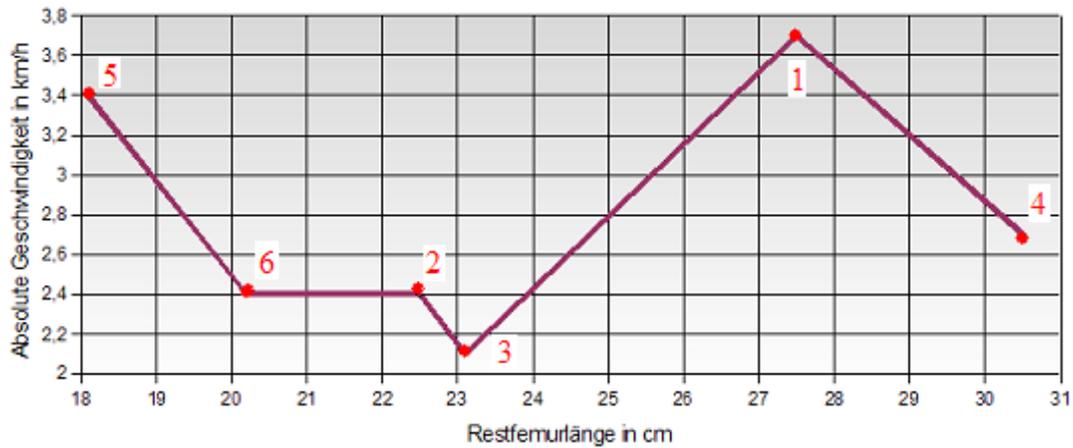


Abbildung 68: die absolute Geschwindigkeit aufgetragen gegen die Restfemurlänge

Dies ändert sich auch nicht, wenn die Körpergröße der ProbandInnen und damit die relative Restfemurlänge mit in Betracht gezogen wird:

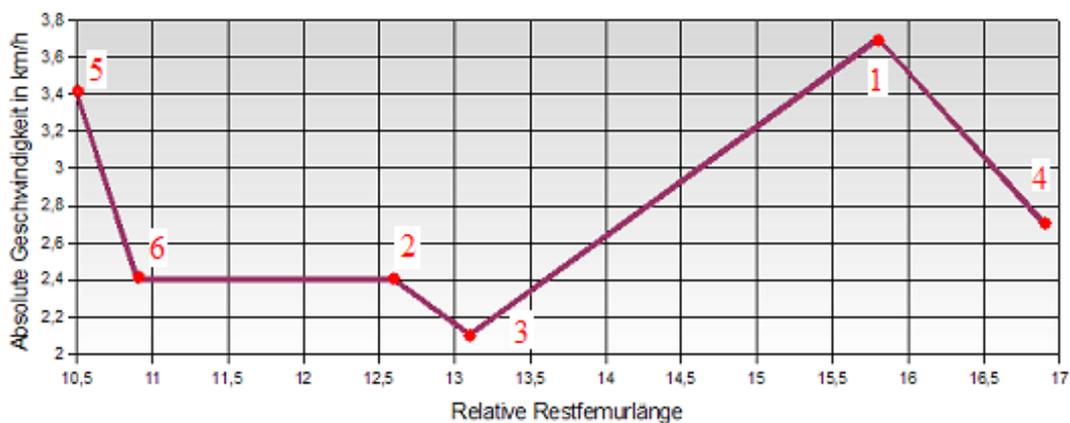


Abbildung 69: die absolute Geschwindigkeit aufgetragen gegen die relative Restfemurlänge

Jedoch ist festzuhalten, dass aufgrund der niedrigen ProbandInnenzahl keine statistisch valide Aussage über eine etwaige Abhängigkeit der komfortablen Geschwindigkeit von der Restfemurlänge getroffen werden kann. Es ist lediglich darauf hinzuweisen, dass ein derartiger Trend sich anhand der vorliegenden Daten nicht abzeichnet.

7.1.2. Die komfortable Geschwindigkeit der ProbandInnen im Vergleich zu gangunauffälligen Personen

Ein Vergleich der komfortablen Ganggeschwindigkeit der einzelnen ProbandInnen mit der von einer gangunauffälligen Personengruppe wurde bereits in der Ergebnisauswertung vorgenommen. Hier noch einmal eine tabellarische Darstellung:

| | Proband 1 | Proband 2 | Probandin 3 | Proband 4 | Proband 5 | Proband 6 |
|--|-----------|-----------|-------------|-----------|-----------|-----------|
| Vergleich zu Tabelle 4 (1., 2., 3. Messung) | mittel | langsam | langsam | langsam | langsam | langsam |
| | mittel | schnell | langsam | langsam | langsam | langsam |
| | langsam | mittel | langsam | langsam | mittel | langsam |

Tabelle 45: Vergleich der Ganggeschwindigkeit zu einer Gruppe gangunauffälliger Personen

Die von Waters et al. [18] sowie Boonstra et al. [19] getroffene Aussage, dass sich ProbandInnen nach einer Oberschenkelamputation trotz prothetischer Versorgung langsamer fortbewegen als gangunauffällige Personen, trifft beim freien Gehen auch bei fünf der sechs untersuchten ProbandInnen mit einer EEF zu. Abweichungen von diesem Trend gibt es nur vereinzelt; Proband 1 bewegt sich beim freien Gehen und auf dem Laufband in der Ebene mit mittlerem (also „normalem“) Tempo, es ist nahe liegend, dass er es bei einer Steigung von 15% in der dritten Messung drosselt. Proband 2 liegt bei den Laufbandmessungen im schnellen bzw. mittleren Fortbewegungsbereich, Proband 5 erreicht beim Bergab gehen auf dem Laufband mittlere Werte. Hervorzuheben ist, dass der Körpergröße der ProbandInnen durch die Ermittlung der relativen Ganggeschwindigkeit, auf die sich die Werte der Tabelle beziehen, Rechnung getragen wurde.

7.1.3. Die komfortable Geschwindigkeit der ProbandInnen im Vergleich zu NutzerInnen konventioneller Schaftprothesen

Jaegers et al. [20] sowie Hagberg [30] ermittelten in ihren Arbeiten Durchschnittswerte der komfortablen Geschwindigkeit von ProbandInnen, die ein Bein aufgrund einer nicht vaskulären Ursache verloren hatten und mit einer konventionellen Schaftprothese versorgt wurden. Die Absolutwerte von 3,42 km/h bzw. 3,72 km/h unterscheiden sich dabei um 0,5 km/h.

Dies erscheint bei der Betrachtung des ProbandInnenprofils noch auffälliger, da erstgenannter relativ junge Männer untersuchte und somit im Vergleich höhere Werte bei der Ganggeschwindigkeit zu erwarten wären. Allerdings wurden in keiner der beiden Arbeiten die Körpergrößen der ProbandInnen für die Ermittlung einer relativen Ganggeschwindigkeit berücksichtigt, was voneinander abweichende Ergebnisse z.T. erklärt. Die Absolutwerte der hier untersuchten ProbandInnen mit einer EEFP stellen sich tabellarisch wie folgt dar:

| Proband 1 | Proband 2 | Probandin 3 | Proband 4 | Proband 5 | Proband 6 |
|-----------|-----------|-------------|-----------|-----------|-----------|
| 3,7 | 2,4 | 2,1 | 2,7 | 3,4 | 2,4 |
| 5,5 | 6,3 | 2,1 | 2,5 | 2,0 | 2,7 |
| 3,3 | 4,2 | 1,9 | 2,4 | 2,4 | 2,5 |

Tabelle 46: absolute Geschwindigkeit der 1., 2. und 3. Messung [km/h]

Die Ermittlung der durchschnittlichen Ganggeschwindigkeit beim freien Gehen ist bei nur sechs ProbandInnen wenig aussagekräftig; mit 2,78 km/h liegt er jedoch deutlich unter den in der Literatur beschriebenen Werten. Eine Fehlerquelle ist dabei allerdings durch die nur sehr kurze Distanz von 8 m gegeben, die jeweils bei der ersten Messung zurückgelegt werden musste. Ein kurzer Weg wird langsamer zurückgelegt als eine größere Strecke, bei der sich ein weites Ausschreiten lohnt. Dass die gewählte Distanz größer hätte sein müssen, ergibt sich auch aus dem Durchschnittswert der Ganggeschwindigkeit der insgesamt 18 Messungen, welcher bei 3,03 km/h liegt. Eine Erhöhung der komfortablen Geschwindigkeit auf dem Laufband widerspricht den Ergebnissen von Hegewald [10], der eine Verlangsamung des Gehtempo um 1 km/h bei Messungen auf dem Laufband im Vergleich zum freien Gehen verzeichnete. Auch dies lässt auf die bei den hier vorgenommenen Messungen zu gering gewählten Distanz beim freien Gehen schließen.

7.1.4. Die komfortable Geschwindigkeit der ProbandInnen im Vergleich zu körperlich beeinträchtigten Personen

Da die Körpergröße der ProbandInnen in der Literatur außer bei Hegewald [10] keine Berücksichtigung findet, wurden die Ergebnisse der relativen Ganggeschwindigkeit schon bei der Auswertung mit der von ihm erstellten Tabelle 5 verglichen. Durch sie ist eine weitere Gegenüberstellung der Werte mit denen von körperlich beeinträchtigten Personen möglich - an dieser Stelle werden die Ergebnisse noch einmal tabellarisch dargestellt:

| | Proband 1 | Proband 2 | Probandin 3 | Proband 4 | Proband 5 | Proband 6 |
|--|--------------|--------------|-------------|-----------|-----------|-----------|
| Vergleich zu Tabelle 5 (1., 2., 3. Messung) | schnell | mittel | mittel | schnell | schnell | mittel |
| | sehr schnell | sehr schnell | mittel | mittel | mittel | schnell |
| | schnell | schnell | mittel | mittel | mittel | mittel |

Tabelle 47: Vergleich der Ganggeschwindigkeit zu einer Gruppe körperlich beeinträchtigter Personen

Im Unterschied zu den in 7.1.3. dargestellten Ergebnissen befinden sich die sechs ProbandInnen hier alle im mittleren bzw. schnellen bis sogar sehr schnellen Fortbewegungsbereich. Trägt man also dem unweigerlich bestehendem körperlichen Handicap Rechnung, so lässt die Versorgung mit der EEFP trotzdem bei allen ProbandInnen ein angemessen erscheinendes Tempo zu.

Durchweg im mittleren Geschwindigkeitsbereich befindet sich einzig das Gehtempo von Probandin 3, ein Befund, bei der auch die Tatsache des Geschlechtsunterschiedes zu den anderen fünf Probanden eine Rolle spielen könnte. Dass Frauen eine im Durchschnitt geringere Ganggeschwindigkeit und auch darüber hinaus oft unterschiedliche Ergebnisse bei den Gangparameter aufweisen, wurde u.a. bereits von Yamasaki et al. [65] festgestellt. Diesem Umstand muss also bei zukünftigen Ganganalysen in jedem Falle Rechnung getragen werden.

Des weiteren ist darauf hinzuweisen, dass Proband 1 und Proband 2 nach Tabelle 3 zum Messzeitpunkt mit Abstand am längsten Gebrauch von er EEFP machten und hier die höchsten Werte bei der Ganggeschwindigkeit erzielten. Auch Proband 4 und 5 erreichen zumindest beim freien Gehen ein recht hohes Tempo. Das folgende Diagramm veranschaulicht die gewählte komfortable Geschwindigkeit in Relation zu der bis zum Messzeitpunkt vergangenen Zeit seit der EEFP-Versorgung. Der jeweilige Durchschnittswert der einzelnen ProbandInnen aus Tabelle 44 wurde ermittelt, um die komfortable Geschwindigkeit über einen insgesamt längeren Zeitraum zu erhalten und die Fehlerquelle der ungenügend langen Laufdistanz beim freien Gehen möglichst gering werden zu lassen.

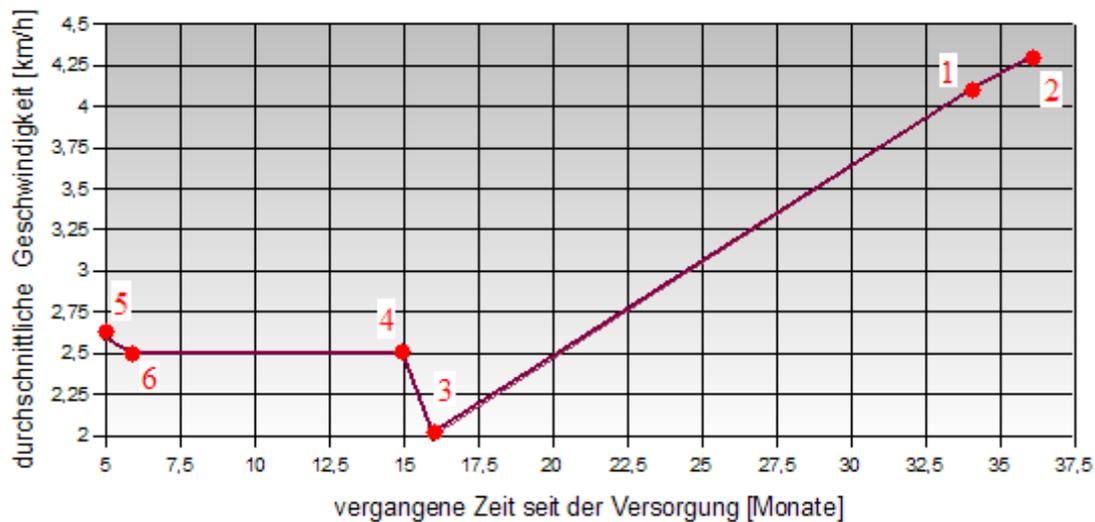


Abbildung 70: die Geschwindigkeit aufgetragen gegen die vergangene Zeit seit der Versorgung

Die deutlich höhere komfortable Geschwindigkeit von Proband 1 und 2 wird anhand dieser Graphik noch einmal ersichtlich, ebenso wie ihr seit weitaus längerer Gebrauch der EEFP, welcher sich durch den Übungseffekt folglich positiv auf die Ganggeschwindigkeit auszuwirken scheint.

7.2. Die Gangsicherheit

In der Literatur wurde die Gangsicherheit von ProbandInnen nach einer Oberschenkelamputation bisher nicht gesondert beschrieben, daher kann hier kein Vergleich mit anderen ProthesenträgerInnen erfolgen. Jedoch soll die bisher getrennte Ergebnisauswertung der sechs ProbandInnen, die durch das verwendete Fußdruckmesssystem mit einer Gruppe von gangunauffälligen Personen verglichen werden konnte, noch einmal gebündelt erfolgen:

Es konnte ein sehr sicheres Gangbild bei den Probanden 1, 2 und 4 gemessen werden. Die ausgewerteten Parameter der relativen Doppelschrittlänge, der Standphasendauer, der Dauer des Zweibeinstandes, der effektiven Fußlänge sowie der Belastungsparameter ergeben bei keiner der Messungen Hinweise auf ein zurückhaltendes Bewegungsverhalten. Der EEFP wird von ihnen ein großes Maß an Belastung zugetraut und sie wird regelmäßig und stabil benutzt. Probandin 3 bewegt sich beim freien Gehen zwar recht sicher; andere Anforderungen veranlassen sie jedoch dazu, die EEFP nur noch sehr kurz zu belasten um dann wieder von ihrem gesunden Bein Gebrauch machen zu können. Die Gewichtslast, die auf die Prothese gegeben wird, liegt dabei im angemessenen Bereich.

Ähnlich verhält es sich mit Proband 5 und 6: ihr freier Gang ist trotz der relativ kurzen Standphase auf der EEFP verhältnismäßig sicher, jedoch führt die neue Anforderungen des bergaufgehens auf dem Laufband zu einer Zunahme der Gangunsicherheit. Proband 5 stabilisiert sich jedoch wieder beim bergabgehen und absolviert dieses sehr sicher; Proband 6 gibt bei dieser Messung das Gewicht für längere Zeit auf die EEFP, was einen vertrauensvollen Umgang mit ihr vermuten lässt.

Diesen Aussagen sind im folgenden Zahlenwerte zugeordnet worden, wobei die 1 für ein sehr sicheres, die 5 für ein deutlich unsicheres Bewegungsverhalten angegeben wurde. Die Werte von allen drei Messungen wurden anschließend addiert und der Gang wie folgt bewertet:

sehr sicher 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13 14 15 deutlich unsicher

| | 1. Messung | 2. Messung | 3. Messung | Σ |
|--------------------|------------|------------|------------|----|
| Proband 1 | 1 | 2 | 3 | 6 |
| Proband 2 | 1 | 2 | 2 | 5 |
| Probandin 3 | 3 | 4 | 4 | 11 |
| Proband 4 | 1 | 2 | 1 | 4 |
| Proband 5 | 2 | 4 | 2 | 8 |
| Proband 6 | 2 | 4 | 3 | 9 |

Tabelle 48: Gangsicherheit der ProbandInnen

Die Punktwerte der Gangsicherheit sind in der folgenden Graphik gegen die relative Reststumpflänge der ProbandInnen aufgetragen.

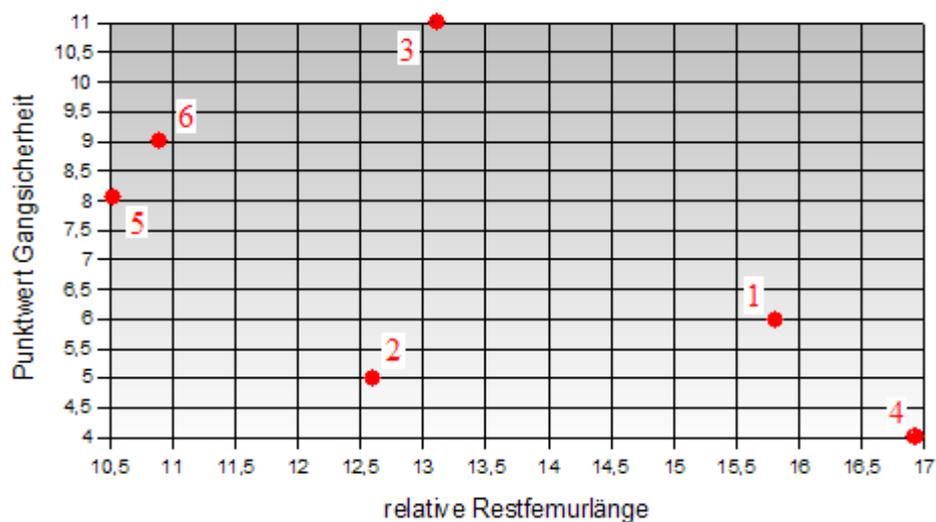


Abbildung 71: die Gangsicherheit aufgetragen gegen die relative Restfemurlänge

Bei der Betrachtung des Diagramms fällt auf, dass die relative Restfemurlänge von Proband 4 am größten ist und er sich gleichzeitig am sichersten bewegt. Auch Proband 1 erreicht einen sehr guten Wert in Bezug auf die Gangsicherheit und der verbliebene Femur ist bei ihm in Relation zur Körpergröße am zweitlängsten. Proband 5 und 6 verfügen beide über relativ wenig Restknochen und bewegen sich gleichzeitig etwas unsicherer – allerdings ist hier, wie auch schon bei der Ganggeschwindigkeit, die zurückliegende Zeit seit der Operation als weiterer Faktor, welcher Einfluss auf die Gangsicherheit haben könnte, zu nennen. Mehr Übung durch einen längeren Gebrauch der EEFP wirkt sich Anhand dieser Ergebnisse (wieder mit Ausnahme von Probandin 3) positiv auf die Gangsicherheit aus. Die folgende Graphik veranschaulicht dies noch einmal:

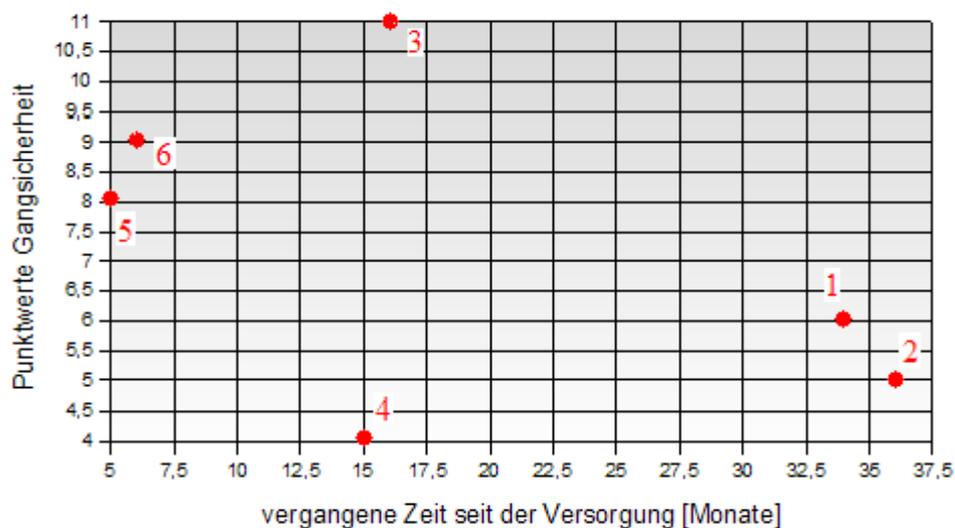


Abbildung 72: Die Gangsicherheit aufgetragen gegen die vergangene Zeit seit der Versorgung

Insgesamt decken sich diese Ergebnisse zu einem großen Teil mit den von Clausen [3] festgehaltenen Aussagen der ProbandInnen zu ihrer Gehfähigkeit. Proband 1, 2 und 4 fühlen sich durch ihre Versorgung kaum noch gehandicapt und vertrauen vollends auf die EEFP. Probandin 3 bewegt sich z.T. noch recht zögerlich, traut sich aber auch im sportlichen Bereich immer mehr zu. Bei Proband 5 und 6 lagen die Operationen am kürzesten zurück und letzterer machte noch zeitweise Gebrauch von einer Gangschulung. Beide machen aber stetig Fortschritte und bewegen sich beim freien Gehen schon mit großer Sicherheit.

Ein interessanter Parameter, der mit dem verwendeten Messsystem nicht gemessen werden konnte, stellt die Schrittbreite (also der Abstand zwischen linkem und rechtem Fuß) dar. Sie korreliert nach Vieregge [22] mit der Gangsicherheit und hätte fundierte Aussagen über sie zugelassen.

7.3. Das Gangbild

Die zu betrachtende Literatur bezieht sich auf zwei verschiedene Herangehensweisen zur Auswertung des Gangbildes. Inman et al. [6] beschrieben die Bahnen des Körperschwerpunktes, die sich während eines unauffälligen Gangzyklus symmetrisch darstellen. Boonstra et al. [19] hingegen zeigten anhand von temporären Gangparametern, dass sich die TrägerInnen einer konventionellen Schaftprothese asymmetrisch bewegten.

7.3.1. Die Bahnen des Körperschwerpunktes

Zur Überprüfung der ersten Aussage erscheinen kinematische Messtechniken zweckmäßiger als die der Druckmessung unter dem Fuß. Allerdings erlaubt das gewählte System die Auswertung des Zylogramms und somit eine zweidimensionale Ort-Zeit-Darstellung des Druckschwerpunktes während des Gangzyklus in Form von Linien. Die Schmetterlingsform korrespondiert dabei mit der Symmetrie des Ganges und soll hier, anstelle der von Inman et al. [6] beschriebenen Bahnen im dreidimensionalen Raum, noch einmal zusammengefasst bewertet werden. Dafür wurden die Zylogramme anhand einer numerischen Skala von 1 bis 5 bewertet, wobei die 1 für einen perfekt symmetrischen, die 5 für einen vollkommen asymmetrischen Bahnverlauf vergeben wurde. Bei drei Messungen konnte der Punktwert also insgesamt bestenfalls 3, bei starker Asymmetrie 15 betragen.

sehr symmetrisch

| | | | | | | | | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|----|----|----|----|----|----|
| 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 | 11 | 12 | 13 | 14 | 15 |
|---|---|---|---|---|---|---|----|----|----|----|----|----|

 stark asymmetrisch

Zur bildlichen Veranschaulichung der folgenden Tabelle siehe Anhang Abb. 131 -136:

| | 1. Messung | 2. Messung | 3. Messung | Σ |
|--------------------|------------|------------|------------|----------|
| Proband 1 | 2 | 1 | 2 | 5 |
| Proband 2 | 3 | 4 | 2 | 9 |
| Probandin 3 | 2 | 5 | 4 | 11 |
| Proband 4 | 2 | 3 | 1 | 6 |
| Proband 5 | 3 | 5 | 3 | 11 |
| Proband 6 | 3 | 3 | 3 | 9 |

Tabelle 49: Bahnsymmetrie im Zylogramm der ProbandInnen

Wieder sind die Punktwerte der Gangsymmetrie in der folgenden Graphik gegen die relative Reststumpflänge der ProbandInnen aufgetragen:

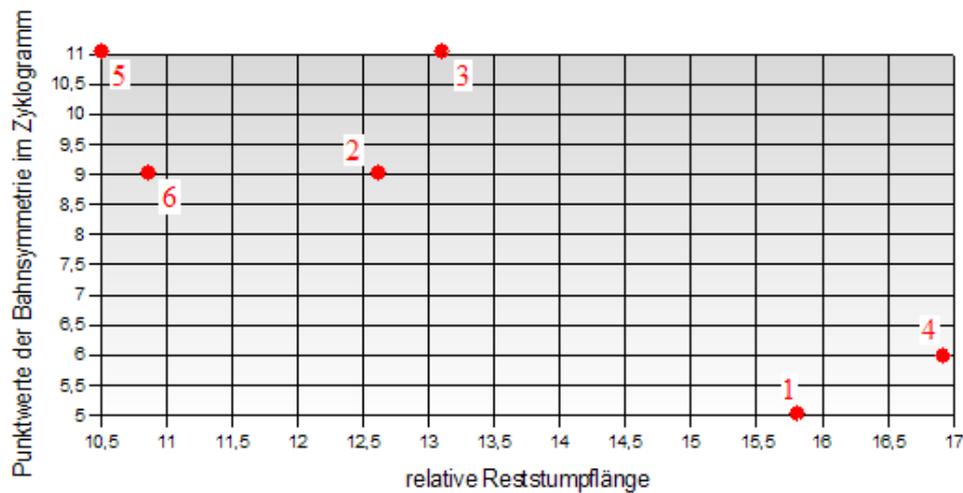


Abbildung 73: die Bahnsymmetrie im Zycklogramm aufgetragen gegen die relative Reststumpflänge

Das Diagramm zeigt, dass die relativen Restfemurlängen von Proband 1 und 4 am größten und die Bahnverläufe des Körperschwerpunktes gleichzeitig am symmetrischsten sind. Ein solcher Trend lässt sich allerdings bei den vier anderen ProbandInnen nicht erkennen; ihre Gangbilder sind in Bezug auf die Symmetrie des Zycklogramms deutlich auffälliger und scheinen dabei in keiner Relation zur Länge des Restfemurs zu stehen.

Um der Frage nachzugehen, ob sich die Symmetrie der Bahnenverläufe durch einen längeren Gebrauch der EEFP wieder vermehrt dem Gangunauffälligen annähert, werden diese Faktoren in der folgenden Graphik gegeneinander aufgetragen:

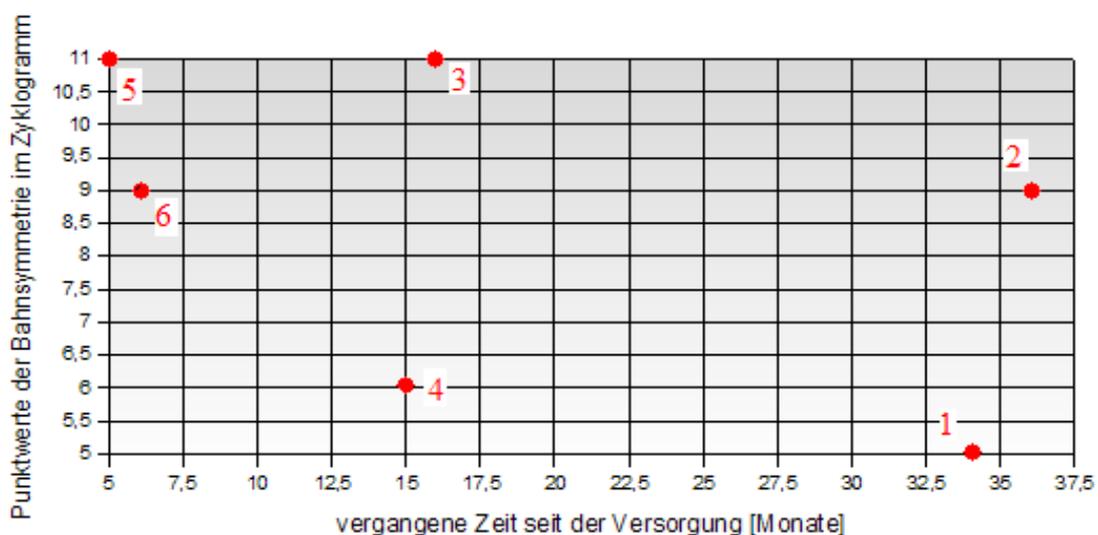


Abbildung 74: die Bahnsymmetrie im Zycklogramm aufgetragen gegen die vergangene Zeit seit der Versorgung

Die Zeit, die seit der Operation vergangen ist, wirkt sich anhand dieser Ergebnisse nicht auf die Symmetrie des Ganges aus. Ein längerer Gebrauch der EEFP scheint z.B. bei der Betrachtung der Werte von Proband 2 keine Veränderung der Bahnsymmetrie zu bewirken – das Gangbild bleibt unter diesem Gesichtspunkt also in seiner Güte konstant.

7.3.2. Die temporären Gangparameter

Um zu überprüfen, ob die von Boonstra et al. [19] getroffene Aussage, nach der sich die TrägerInnen einer konventionellen Schaftprothese in Bezug auf die temporären Gangparameter asymmetrisch bewegen, auch auf die TrägerInnen der EEFP zutrifft, werden noch einmal die in der Ergebnisauswertung dargestellten Tabellen zur Symmetrie des Gangbildes untersucht. Angegeben sind jeweils die Standphasendauer, Gesamtbelastung und effektive Fußlänge. Um die Symmetrie zu bewerten, werden den in den Tabellen aufgeführten Werten Zahlen zugeordnet:

unauffällig → 0 Punkte auffällig → 1 Punkt sehr auffällig → 2 Punkte

Die Zahlen werden anschliessend addiert; die Höhe der Summe korreliert negativ mit der Symmetrie des Gangbildes.

symmetrisch 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13 14 15 16 17 18 asymmetrisch

| | 1. Messung | 2. Messung | 3. Messung | Σ |
|--------------------|------------|------------|------------|----|
| Proband 1 | 4 | 5 | 4 | 13 |
| Proband 2 | 4 | 4 | 4 | 16 |
| Probandin 3 | 5 | 5 | 3 | 13 |
| Proband 4 | 5 | 5 | 5 | 15 |
| Proband 5 | 5 | 6 | 4 | 15 |
| Proband 6 | 4 | 3 | 5 | 12 |

Tabelle 50: Gangbild der ProbandInnen

Die Tabelle lässt unschwer erkennen, dass die oben angegebene Aussage von Boonstra et al. [19] auch auf die TrägerInnen der EEFP zutrifft. Etwas bessere Werte erreichen hier nur ProbandInnen 1, 3 und 6, jedoch liegen sie noch immer im asymmetrischen Bereich - wenn auch weniger auffällig als die Probanden 2, 4 und 5. Eine Diagrammdarstellung, die die Abhängigkeit der Gangbildsymmetrie von der Restfemurlänge bzw. der seit der EEFP-Versorgung vergangenen Zeit veranschaulicht, unterbleibt hier, da ohnehin keiner der erhaltenen Werte gut genug ist um eine Gangbildverbesserung ausmachen zu können. Das Gangbild der Personen mit einer knochengeführten Prothese ist also asymmetrisch in Bezug auf die temporären Gangparameter.

7.4. Die Standardabweichung

Straucheln, Stolpern oder andere punktuell auftretende Gangunregelmäßigkeiten wirken sich sowohl auf die Gangsicherheit als auch auf das Gangbild negativ aus. Somit lässt sich die gemessene Standardabweichung nicht einer dieser bisher beschriebenen Kategorien zuordnen; aufgrund ihrer Auswirkung soll sie aber trotzdem hier noch einmal mit aufgegriffen werden. Den bei den Ergebnissen dargestellten Werten in den Tabellen zur Standardabweichung werden Zahlen nach folgendem Schlüssel zugeordnet:

= im Normbereich → 0 Punkte ↑ leicht vergrößert → 1 Punkt ↑↑ stark vergrößert → 2 Punkte

Die Punktwerte der beiden Messungen werden addiert; je größer die Summe ausfällt, desto häufiger traten Gangunregelmäßigkeiten auf:



| | 2. Messung | 3. Messung | Σ |
|--------------------|------------|------------|---|
| Proband 1 | 0 | 0 | 0 |
| Proband 2 | 0 | 4 | 4 |
| Probandin 3 | 1 | 0 | 1 |
| Proband 4 | 6 | 0 | 6 |
| Proband 5 | 3 | 3 | 6 |
| Proband 6 | 0 | 5 | 5 |

Tabelle 51: Gangunregelmäßigkeiten der ProbandInnen

Insgesamt sind diese Werte zufriedenstellend; keine der sechs ProbandInnen stolperte übermäßig oft oder fiel durch andere Gangunregelmäßigkeiten auf. Hervorzuheben ist aber das sehr gute Ergebnis von Probandin 3, die bei der Auswertung der Gangsicherheit und des Gangbildes eher schlechte Werte erzielt. Ihre sehr bedächtige Fortbewegung wirkt sich positiv auf die Regelmäßigkeit ihres Ganges aus. Da sie in der Vergangenheit mit ihrer knochenüberbrückenden Tumorprothese viel gestürzt ist, scheint sie dieser Tatsache nun durch ein langsames Gehtempo erfolgreich entgegenwirken zu können.

7.5. Weitere Ergebnisse

Da Hegewald [10] das gleiche Messsystem der Firma medilogic benutzte um die Daten einer Reihe von TrägerInnen einer konventionellen Schaftprothese zu erhalten, ist es an dieser Stelle möglich, noch weitere Parameter zu vergleichen. Zum einen fiel ihm die deutlich schmalere Ganglinienbreite, zum anderen die stark vergrößerte effektive Fußlänge auf der betroffenen Seite auf. Diese Ergebnisse lassen zwar keine unmittelbaren Aussagen über die Güte der Versorgung zu, jedoch soll hier kurz auch auf sie eingegangen werden, um herauszuarbeiten, ob sich diese Trends auch bei einer knochengeführten Prothese abzeichnen.

Darüber hinaus beschrieben Jaegers et al. [20] das Phänomen, dass die von ihnen untersuchten ProthesenträgerInnen ihr Gehtempo durch eine relativ große Schrittlänge, nicht aber durch eine Erhöhung der Schrittfrequenz erreichten. Auch diese Aussage wird hier noch einmal in Bezug auf die TrägerInnen der osseointegrierten EEFP überprüft.

Folgende Tabelle gibt die Ergebnisse der Messungen in Bezug auf die von Hegewald getroffenen Aussagen wieder; trifft die Aussage zu wurde ein Häkchen, sonst ein Minuszeichen verwendet:

| | Proband 1 | Proband 2 | Probandin 3 | Proband 4 | Proband 5 | Proband 6 |
|---|-----------|-----------|-------------|-----------|-----------|-----------|
| Ganglinie auf der Seite der EEFP schmaler | ✓ | ✓ | ✓ | - | ✓ | ✓ |
| | ✓ | ✓ | ✓ | - | ✓ | ✓ |
| | ✓ | ✓ | ✓ | ✓ | ✓ | ✓ |
| Effektive Fußlänge auf der Seite der EEFP größer | ✓ | - | ✓ | - | ✓ | ✓ |
| | ✓ | - | - | ✓ | - | ✓ |
| | ✓ | - | - | - | - | ✓ |

Tabelle 52: Die Aussagen von Hegewald [10] geprüft anhand der Ergebnisse der 1., 2. und 3. Messung

Es stellt sich heraus, dass auch die hier untersuchten ProbandInnen eine schmalere Ganglinie auf der mit der EEFP versorgten Seite aufweisen. Mit diesem Fuß werden also während des Gehens keine so großen Ausgleichsbewegungen nach links und rechts vorgenommen wie mit dem gesunden. Das ist aufgrund der Tatsache der fehlenden Innervation des künstlichen Fußgelenkes natürlich auch nicht weiter verwunderlich.

Die zweite Aussage von Hegewald [10] lässt sich aber nur bei zwei von den hier vermessenen sechs ProbandInnen verifizieren; die effektiven Fußlängen sind bei den anderen Personen nur bei einer Messung, bei Proband 2 kein einziges mal länger auf der Seite der EEFP.

Insgesamt scheint sich dieser Trend also nicht bei den knochengeführten Prothesen fortzusetzen, d.h. die betroffene Seite wird nicht in jedem Falle stärker abgerollt als die nicht betroffene Seite. Dies könnte ein Hinweis darauf sein, dass sich TrägerInnen der EEFP weniger stark auf das Abrollen ihres Prothesenfußes konzentrieren müssen. Ein Grund hierfür könnte in der die Forschung beschäftigende und von den ProbandInnen ebenfalls geschilderten (s. Auswertung der Fragebögen in 4.1.) sog. "Osseoperception" liegen, also der tastsensiblen Fähigkeit des Knochens, Umwelteinflüsse oder Lageveränderungen wahrzunehmen. Dieser Mechanismus ist bisher noch nicht komplett verstanden, jedoch liefert er Anhaltspunkte dafür, dass durch ein Berührungserkennen bei einer prothesenversorgten osseointegrierten Situation eine Rückmeldung an das Gehirn und damit eine verbesserte Funktionsweise erreicht werden kann.

Die Aussagen von Jaegers et al. [20] wurden nach dem gleichen Schema überprüft:

| | Proband 1 | Proband 2 | Probandin 3 | Proband 4 | Proband 5 | Proband 6 |
|---|-----------|-----------|-------------|-----------|-----------|-----------|
| Vergrößerung der relativen Doppelschrittlänge | - | - | - | - | ✓ | - |
| | - | ✓ | - | - | - | - |
| | - | - | - | - | ✓ | - |

Tabelle 53: Tabelle 51: Die Aussage von Jaegers et al. [20] geprüft anhand der Ergebnisse der 1., 2. und 3. Messung

Eine Vergrößerung der relativen Doppelschrittlänge trifft nach den in der Tabelle dargestellten Ergebnissen also nur äußerst selten auf. Die ProbandInnen mit der EEFP erreichen ihre Ganggeschwindigkeit folglich durch eine ausreichend hohe Schrittfrequenz und scheuen nicht davor zurück, auch die Seite der Prothese häufig zu belasten.

7.6. Überlegungen zu weiteren Auswertungen

Der schon beschriebene Mangel eines Goldstandards im Bereich der Ganganalyse lässt bis auf weiteres lediglich Vergleiche mit den sehr unterschiedlichen Ergebnissen schon bestehender Literatur zu. Ein Bezug nehmen auf alle in der Literaturübersicht dargestellten Studien hätte den Umfang der vorliegenden Arbeit deutlich gesprengt, trotzdem sollen an dieser Stelle noch einmal interessante Parameter hervorgehoben werden, welche bisher nicht in die Auswertung mit einfließen konnten, um einerseits auf die in den Fragebögen festgehaltenen Aussagen der ProbandInnen einzugehen und andererseits weiterführende Arbeiten in diesem Bereich zu erleichtern.

Die Abhängigkeit der Gangparameter, insbesondere der komfortablen Ganggeschwindigkeit, von der Restfemurlänge wird u.a. von Waters et al. [18] beschrieben. Andere Ergebnisse liefert die Arbeit von Baum et al. [37], wonach v.a. kinematische Messgrößen, wie z.B. die Hüftbeugung, bei einer Restfemurlänge von 57% oder mehr keine signifikanten Verschlechterungen erfuhren, wenn der Restknochen prozentual größer oder kleiner war. Ein in Betracht ziehen dieser Größe erscheint aber auch für weitere Forschungen sinnvoll. Ebenso ist das Errechnen des Body Mass Index (BMI), wie auch bei Carmona et al. [31] geschehen, bei der Auswertung einer Ganganalyse künftig notwendig um Störgrößen weiter zu berücksichtigen und das daraus entstehende Bias zu minimieren. Der BMI kann in Zusammenhang mit der über einen Tag stattfindenden Geh- und Laufzeit stehen. Da alle sechs ProbandInnen der vorliegenden Arbeit angaben, ihre Prothese ganztägig zu benutzen, ist eine Untersuchung des Körpergewichtsverhaltens ebenso interessant wie die Zeitmessung des tatsächlich stattfindenden Gehens am Tag.

Vier der sechs ProbandInnen gaben außerdem an, Treppen alternierend steigend zu können, in einem anderen Fall wird dies weitgehend vermieden und einem Probanden ist es unmöglich. Die Arbeiten von Vrieling et al. [33],[34] haben z.B. bei der Fragestellung nach der Möglichkeit ein Hindernis zu überqueren einen ähnlichen Fokus. Hier wurde der Sinn und Nutzen einer Gangschule besonders betont, welcher sicherlich auch bei TrägerInnen der EEFP ein großer Anteil an einer erfolgreichen Rehabilitation zukommt. Unter diesem Gesichtspunkt erscheint auch die Frage nach der Wiedereingliederung ins Berufsleben sinnvoll, welcher v.a. Dajpratham et al. [36] nachgingen. Der erhöhte Tragekomfort der EEFP tritt hierbei insbesondere auch bei Berufen, welche vornehmlich im Sitzen ausgeübt werden, hervor. Eine genauere Erhebung und Auswertung auch in Bezug auf das PatientInnenprofil als sie mit den Fragebögen vorgenommen wurden ist hier vonnöten, jedoch fällt schon beim ersten Blick auf, dass zumindest drei der sechs ProbandInnen keinerlei Einschränkungen in ihrem Berufsleben erfahren.

Die Literaturrecherche ergab, dass viele Studien sich mit der Erfassung kinematischer Messgrößen, also der Lage und dem Verlauf einzelner Körpersegmente im Raum, befassen. Nach Amputation einer unteren Extremität spielt hier nach Vrieling et al. [38] Bae et al. [32] und Rabuffetti et al. [28] v.a. das Hüftgelenk eine Rolle, welches oftmals das nun defizitäre Kniegelenk durch Bewegungsalteration auszugleichen sucht und zum anderen durch das Design einer Schaftprothese in seiner Funktion eingeschränkt ist. Sowohl Goujon-Pillet et al. [35] wie auch Rabuffetti et al. [28] wiesen nach, dass sich dies in der Folge auch auf den Bewegungsumfang des Oberkörpers auswirkt und sich dieser nach einer transfemorale Amputation vergrößert.

Damit ändert sich einerseits die Gangsymmetrie, andererseits gaben die Autoren der zweiten Studie auch zu bedenken, dass das häufige Auftreten von Rückenschmerzen der ProbandInnen damit in Zusammenhang stehen könnte. Mit den Messergebnissen dieser Arbeit lässt sich die Symmetrie des Gangbildes nach Versorgung mit einer EEFP nur wie schon weiter oben erfolgt beschreiben. Dabei ist hervorzuheben, dass das die Bewegung einschränkende Moment eines Schaftes bei einer ossär integrierten Prothese wegfällt. Das Erstellen eines detaillierten Schmerzprofils ist zudem sinnvoll; zum Zeitpunkt der Messungen äußerten die ProbandInnen aber keine solchen Beschwerden.

Fünf der sechs ProbandInnen können nach eigener Angabe Aussagen über die Bodenbeschaffenheit treffen und scheinen somit über bestehende Afferenzen, die durch Rezeptoren im Restknochen verursacht sein könnten, ein Feedback zu erhalten. Dass dies durch Verbesserung der Balance einen Einfluss auf die Rehabilitation nach der Amputation einer unteren Extremität haben könnte, stellten Lee et al. [62] in ihrer Arbeit mit älteren PatientInnen fest, welche mit einer Schaftprothese versorgt waren und über unterschiedliche Mechanismen ein sensorisch oder sensibles Feedback über die Bodenbeschaffenheit erhielten. Eine quantifizierbare Darstellung im Rahmen einer EEFP Versorgung wäre somit auch hier wünschenswert.

Zuletzt sei noch auf die unterschiedlichen Studien im Bereich des Prothesendesigns respektive dem Exomodulanteil mitsamt der künstlichen Gelenke von Knie und Knöchel eingegangen. Die in 3.4. aufgeführten Arbeiten von Hofstad et al. [56], McNealy et al. [57] und Vrieling et al. [58] befassen sich mit den Vor- und Nachteilen unterschiedlicher artifzieller Sprunggelenke. Dagegen liegt der Fokus der Arbeiten von Jepson et al. [59], Kaufman et al. [60] sowie Andrysek et al. [61] auf dem Design des Kniegelenks. Die sich daraus ergebenden Fragestellungen für den Bereich der EEFP sind vornehmlich eine Domäne der Orthopädietechnik, trotzdem muss ihre Wichtigkeit für eine inhaltlich korrekte Ganganalyse betont werden. Von den sechs untersuchten ProbandInnen sind fünf TrägerInnen eines Mikroprozessor gesteuertem C-Legs, ein Proband verwendet ein hydraulisches Kniegelenk. Die sich daraus ergebenden Unterschiede für Energieverbrauch, Gangsicherheit und -symmetrie sind nicht zuletzt unter dem Gesichtspunkt der Kosten-Nutzen-Relation und eines damit einhergehenden fundierten Qualitätsmanagements interessant für weitere Konsultationen.

8. Zusammenfassung

Die neuartige Versorgung transfemoral amputierter PatientInnen mit der von der Firma ESKA-Implants hergestellten knochengeführten Endo-Exo-Femurprothese stellt eine Alternative zu den gebräuchlichen Schaftprothesensystemen dar. Um eine Vergleichbarkeit der beiden Leistungen in Bezug auf die resultierenden lokomotoriven Fähigkeiten für eine objektive Bewertung gewährleisten zu können, sind in dieser Arbeit eine Reihe von Möglichkeiten für ganganalytische Bestimmungen aufgezeigt und hinsichtlich ihrer Eignung diskutiert worden. Die im nachfolgenden Ausblick dargestellten Aspekte zur Erstellung weiterer, sinnvoller Arbeiten sind somit integraler Bestandteil der hier erarbeiteten Ergebnisse.

Zudem wurden die für den internationalen Vergleich aussagekräftigen wissenschaftlichen Arbeiten über das Bewegungsmuster nach erfolgter Oberschenkelamputation herangezogen, um erste Aussagen über die Güte der neuen Versorgung treffen zu können. Das Fehlen definierter Parameter zur Beurteilung der menschlichen Fortbewegung führte zur Erarbeitung von einer Ergebnisauswertung unter den Gesichtspunkten der Ganggeschwindigkeit, der Gangsicherheit und der Gangsymmetrie. Mit dem benutzerfreundlichem System zur Fußdruckmessung der Firma medilogic erwies sich diese Einteilung als sinnvoll, um die TrägerInnen einer EEFP mit einer Reihe von gangunauffälligen Personen zu vergleichen.

Die Analyse zeigte insgesamt, dass sich die Gangsicherheit der TrägerInnen einer EEFP weniger von der einer gangunauffälligen Person unterscheidet als die Gangsymmetrie. Letztere war v.a. in Bezug auf die temporären Gangparametern bei allen ProbandInnen asymmetrisch – ein Befund, der sich mit denen von Messungen bei konventionellen SchaftprothesenträgerInnen durch Boonstra et al. [19] deckt. In Anlehnung an die Arbeiten von Inman et al. [6] fielen bei der Betrachtung der Bahnen der Körperschwerpunktes hingegen wenig Asymmetrien auf – ein möglicher Hinweis darauf, dass sich die ProbandInnen mit einem geringen energetischen Aufwand fortbewegen.

Die Dauer, die nach der erfolgten Operation bis zum jeweiligen Messzeitpunkt der einzelnen ProbandInnen vergangen war, sowie die verbliebenen Restfemurlänge erwiesen sich als mögliche sinnvolle Variablen bei der Auswertung der Ganggeschwindigkeit und der Gangsicherheit. Bei nur sechs ProbandInnen konnte zwar keine valide Korrelation der unterschiedlichen Parameter festgestellt werden, jedoch ist ein Trend auszumachen, der die Gangsicherheit sowohl als von der vergangenen Zeit seit der Versorgung als auch von der Restfemurlänge abhängig erscheinen lässt.

Die gewählte komfortable Geschwindigkeit scheint sich außerdem mit Zunahme der Dauer des Prothesengebrauchs zu erhöhen – die Betroffenen bewegen sich also im Laufe der Zeit immer schneller fort. Um eine höhere Geschwindigkeit zu erreichen wählen die Personen meist keine verlängerte Doppelschrittlänge, wie dies nach Studien von Jaegers et al. [20] bei SchaftprothesenträgerInnen der Fall ist, sondern erhöhen ihre Schrittfrequenz; demnach trauen sie der EEFP auch eine häufige Belastung zu.

Übermäßiges Stolpern oder andere Abweichungen von einem Schrittzklus zum nächsten wurde bei keiner bzw. keinem der ProbandInnen gemessen – eine zusätzliche Information, die auf die hohe Gangsicherheit aber auch eine unter dem Aspekt hergestellte Gangunauffälligkeit schließen lässt.

Die Ganglinienbreite ist bei untersuchten ProbandInnen schmäler auf der mit der EEFP versorgten Seite, eine Tatsache, die von Hegewald [10] bei den TrägerInnen konventioneller Schaftprothesensysteme beobachtet und auf die fehlende Innervation des künstlichen Fußgelenks zurückzuführen ist. Interessant sind aber die im Gegensatz zu den Befunden der o.g. Arbeit stehenden Ergebnisse der effektiven Fußlänge, die hier nicht bei allen ProbandInnen auf der Seite der EEFP größer ist als auf der gesunden. Das Abrollverhalten beider Füße ist sehr ähnlich und die TrägerInnen der knochengeführten Prothese scheinen sich nicht vermehrt darauf konzentrieren zu müssen. Zudem berichten sie laut der von Clausen [3] ausgewerteten Fragebögen (s. Anhang 11.2.) unisono über ein deutlich verbessertes Lage- und Tastempfinden am prothetisch versorgten Oberschenkel; die Kraftaufnahme über die knochengeführte Stielprothese wird von allen ProbandInnen als überaus hilfreich und sicherheitsfördernd empfunden. Dieser Mechanismus, der in der Literatur als „Osseoperception“ beschrieben wird ist bisher noch nicht komplett verstanden, jedoch liefert er Anhaltspunkte dafür, dass das „Berührungserkennen“ bei einer prothesenversorgten Situation die Adaptation an physiologische Funktionsabläufe zulässt bzw. fördert.

Deutliche Versäumnisse bei den Messungen dieser Arbeit lagen im Wählen einer zu geringen Laufdistanz beim freien Gehen und bei der fehlenden Erhebung der Schrittbreite, die einen zusätzlichen sehr aussagekräftigen Parameter über die Gangsicherheit dargestellt hätte.

9. Ausblick

Die vorliegende Arbeit beleuchtet erstmals die Qualität der neuartigen osseointegrierten Prothesenversorgung durch die EEFP unter anderen Gesichtspunkten als die des erhöhten Trage- und Sitzkomforts und der fehlenden Schaftproblematik. Anhand der Ganganalyse via Fußdruckmesssystem konnten erste Aussagen über die Gangsicherheit, die Ganggeschwindigkeit und das Gangbild von sechs ProbandInnen gemacht werden.

Für eine weitere Transparenz z.B. der Kosten- / Nutzenrelation dieser neuen Technik sollte in Zukunft auch Augenmerk auf die möglichst ökonomische Fortbewegung gelegt werden. Neben der Betrachtung der Bewegung mit Hilfe von kinematischen Messungen erscheint eine Analyse der für die lokomotiven Leistungen notwendige Energie als für die Qualität maßgeblicher Parameter. Der letztgenannte Punkt ist besonders wichtig, da eine Person nach erfolgter Amputation aufgrund der körperlichen Behinderung ohnehin einen höheren Energieaufwand hat und dieser durch die anschließende Versorgung so gering wie möglich gehalten werden sollte. Die Messung des Sauerstoffverbrauchs während des Gehens oder die größtmögliche Laufdistanz bei einem vorgegebenen schnellen Tempo sind einige Beispiele für weiterführende aufschlussreiche Arbeiten. Um störenden Fehlerquellen wie unterschiedliches Alter, Körpergröße, Gewicht und dergleichen vorzubeugen, wäre z.B. ein Vergleich des Sauerstoffverbrauchs und damit des Energieaufwandes einer konventionell versorgten Personengruppe, die sich für eine Versorgung mit der EEFP entschlossen hat, denkbar. Gleiche Messungen vor und nach der Operation mit anschließender Rehabilitation würden tiefgreifenden Aufschluss über die Qualität der unterschiedlichen Versorgungen geben.

Zudem erscheint es durch das Fehlen eines Goldstandards der Ganganalyse wichtig, Parameter zu definieren, die am meisten Aufschluss über die Güte der Versorgung geben können. Eine dafür zweckmäßige Technik sollte erarbeitet werden und auf sorgfältige Dokumentation für den internationalen Vergleich unterschiedlicher Versorgungsergebnisse geachtet werden, damit Wissen ausgetauscht und somit die Erfahrungshorizonte aller Beteiligten erweitert werden können. Die Befragung des in Deutschland operierten und mit der EEFP versorgten PatientInnenguts durch den in Schweden speziell für das Krankheitsbild der Oberschenkelamputation entwickelten Fragebogens, ist ein weiterer geeigneter Schritt in diese Richtung.

Zuletzt sei noch auf die in der Arbeit angesprochene Fähigkeit der ProbandInnen hingewiesen, ein durch die Knochenführung erhöhtes Maß an Lage- und Tastempfinden zu erfahren. Eine quantifizierende Darstellung der von den PatientInnen geäußerten Wahrnehmungen, die durch die in den Fokus der Wissenschaft geratenen sog. Osseoperception vermittelt werden, stellt ebenfalls eine für die Vergleichbarkeit, Aussagekraft und womögliche Verbesserung der Qualität der EEFP interessantes zukünftiges Themengebiet dar.

10. Literaturverzeichnis

- [1] Staubach, KH., Grundei, H. (2001), „Die erste osseointegrierte perkutane Prothesenverankerung für Oberschenkelamputierte“. Biomed. Technik. 46, pp. 355-61
- [2] Büll, O. (2006), „Theoretische Aspekte und erste praktische Ergebnisse von perkutanen Exoprothesen bei Oberschenkelamputationen“, Med. Diss. München 2006
- [3] Clausen, A., „Die I.S.P.-Endo-Exo-Femurprothese: Anwendung und Verlaufsbeobachtung sowie Anpassung des Implantatdesigns unter Berücksichtigung der Erkenntnisse mikrobiologischer und histologischer Untersuchungen an der Grenzzone“ Med. Diss. München 2007
- [4] Horvath, E., „Zur Phänomenologie des Gangbildes“ in „Gangbildanalyse – Stand der Messtechnik und Bedeutung für die Orthopädietechnik“, Internationales Symposium, Berlin 1990
- [5] Whittle, M., „Gait Analysis, an Introduction“, Butterworth-Heinemann Ltd, 1991
- [6] Inman VT., Ralston HJ., Todd F., „Human walking“, Williams&Wilkins, Los Angeles 1981
- [7] Adler S, Beckers D, Buck M, „Grundlagen des normalen Ganges“ in „PNF in der Praxis“, Springer, Berlin Heidelberg 2001, pp. 326-29
- [8] Perry, J., „Norm und Pathologie des Gehens“, Urban und Fischer, München Jena 2003
- [9] Götz-Neumann, K., „Gehen verstehen“, Thieme, Stuttgart 2006
- [10] Hegewald, G., „Ganganalytische Bestimmung und Bewertung der Druckverteilung unterm Fuß und von Gelenkwinkelverläufen“, Med. Diss. Humboldt Universität zu Berlin, 2000
- [11] Braune, W. , Fischer, O., „Die Bewegung des Kniegelenks nach einer neuen Methode am lebenden Menschen gemessen“, Abhandlungen der mathematisch-physischen Klasse der Königl. Sächsischen Gesellschaft der Wissenschaften, Bd. XVII Nr. II. Leipzig 1891

- [12] Braune, W., Fischer, O., „Der Gang des Menschen 1. Teil: Versuche am unbelasteten und belasteten Menschen“, Abhandlungen der mathematisch-physischen Klasse der Königl. Sächsischen Gesellschaft der Wissenschaften Bd. XXXV, Leipzig 1895
- [13] Fischer, O., „Der Gang des Menschen 2. Teil: Die Bewegung des Gesamtschwerpunktes und die äußeren Kräfte“, Abhandlungen der mathematisch-physischen Klasse der Königl. Sächsischen Gesellschaft der Wissenschaften Bd. XXV, Leipzig 1899
- [14] Endler, F., „Einführung in die Biomechanik und Biotechnik des Bewegungsapparates“, Orthopädie in Praxis und Klinik, Bd. 1, Thieme, Stuttgart 1981
- [15] Saunders, JB., Inman VT., Eberhardt, HD., „The Major Determinants in Normal and Pathological Gait“, J. Bone Joint Surg. Am. 35 (3) 1953, pp. 543-58
- [16] Taylor, RC., „Force development during sustained locomotion: a determinant of gait, speed and metabolic power“, J. Exp. Biol. 115 (1985), pp. 253-62
- [17] Hoyt, RW., Knapi, JJ., Lanza, JF., Jones, BH., And Staab, JS., „Ambulatory foot contact monitor to estimate metabolic cost of human locomotion“, J. Appl Physiol. 76 (4) 1994, pp. 1818-22
- [18] Waters, RI., Perry, J., Antonelli D., Hislop H., „Energy cost of walking of amputees: the influence of level of amputation“, J. Bone Joint Surg. Am. 58 (1) 1976, pp. 42-46
- [19] Boonstra AM., Schrama J., Fidler V., Eisma WH., „The gait of unilateral transfemoral amputees“, Scand. J. Rehabil. Med. 26 (4) 1994, pp. 217-223
- [20] Jaegers SM., Arendzen JH., de Jongh HJ., „Prosthetic gait of unilateral transfemoral amputees: a kinematic study“, Arch. Phys. Med. Rehabil. 76 (8) 1995, pp. 736-43
- [21] Jaegers SM., Arendzen JH., de Jongh HJ., „An electromyographic study of the hip muscles of transfemoral amputees in walking“, Clin. Orthop. Relat. Res. (328) 1996, pp. 119-28

- [22] Vieregge, P., „Ideopatische Gangstörung im Alter – Klinische Phänomenologie und quantitative Erfassung“, Hans Huber, Bern 1996
- [23] Michaud, SB., Gard, SA., Childress, DS., „A preliminary investigation of pelvic obliquity patterns during gait in persons with transtibial and transfemoral amputation“, J. Rehabil. Res. Dev. 37 (1) 2000, pp. 1-10
- [24] Devlin, M., Sinclair, LB., Colman, D., Parsons, J., Nizio, H., Campbell, JE., „Patient preference and gait efficiency in a geriatric population with transfemoral amputation using a free-swinging versus a locked prosthetic knee joint“, Arch. Phys. Med. Rehabil. 83 (2) 2002, pp. 246-49
- [25] Van der Linden, ML., Twiste, N., Rithalia, SV., „The biomechanical effects of the inclusion of a torque absorber on trans-femoral amputee gait, a pilot study“, Prosthet. Orthot. Int. 26 (1) 2002, pp. 35-43
- [26] Schmalz T., Blumentritt S., Jarasch R., „Energy expenditure and biomechanical characteristics of lower limb amputee gait: the influence of prosthetic alignment and different prosthetic components“, Gait Posture 16 (3) 2002, pp. 255-63
- [27] Jones, SF., Twigg, PC., Scally, AJ., Buckley, JG., „The gait initiation process in unilateral lower-limb amputees when stepping up and stepping down to a new level“, Clin. Biomech. 20 (4) 2005, pp. 405-13
- [28] Rabuffetti M., Recalcati M., Ferrarin M., „Trans-femoral amputee gait: socket-pelvis constraints and compensation strategies“, Prosthet. Orthot. Int. 29 (2) 2005, pp. 183-92
- [29] Hagberg, K., Häggström, E., Uden, M., Brånemark, R., „Socket versus bone-anchored transfemoral prostheses: Hip range of motion and sitting comfort“, Prosthet. Orthot. Int. 29 (2) 2005, pp. 153-163
- [30] Hagberg, K., „Transfemoral amputation, Quality of Life and Prosthetic Function. Studies focusing on individuals with amputation due to reasons other than peripheral vascular disease, with socket or osseointegrated prostheses“ Med. Diss. Göteborg, Schweden 2006

- [31] Carmona, GA., Lacraz A., Assal, M., „Walking activity in prosthesis-bearing lower-limb amputees“, Rev. Chir. Orthop. Reparatrice Appar. Mot. 93 (2) 2007, pp. 109-15
- [32] Bae, TS., Choi, K., Hong, D., Mun, M., „Dynamic analysis of above-knee amputee gait“, Clin. Biomech. 22 (5) 2007, pp. 557-66
- [33] Vrieling, AH., van Keeken, HG., Schoppen, T., Otten, E., Halbertsma, JP., Hof, AL., Postema, K., „Obstacle crossing in lower limb amputees“, Gait Posture 26 (4) 2007, pp. 587-94
- [34] Vrieling, AH., van Keeken, HG., Schoppen, T., Otten, E., Halbertsma, JP., Hof, AL., Postema, K., „Gait termination in lower limb amputees“, Gait Posture 27 (1) 2008, pp. 82-90
- [35] Goujon-Pillet, H., Sapin, E., Fodé, P., Lavaste, F., „Three-dimensional motions of trunk and pelvis during transfemoral amputee gait“, Arch. Phys. Med. Rehabil. 89 (1) 2008, pp. 87-94
- [36] Dajpratham, P., Tantiriramai, S., Lukkapihochut, P., Kaewnaree, S., „Factors associated with vocational reintegration among the Thai lower limb amputees“, J. Med. Assoc. Thai. 91 (2) 2008, pp. 234-39
- [37] Baum, BS., Schnall, BL., Tis, JE., Lipton, JS., „Correlation of residual limb length and gait parameters in amputees“, Injury 39 (7) 2008, pp. 728-33
- [38] Vrieling, AH., van Keeken, HG., Schoppen, T., Otten, E., Halbertsma, JP., Hof, AL., Postema, K., „Uphill and downhill walking in unilateral lower limb amputees“, Gait Posture 28 (2) 2008, pp. 235-42
- [39] Müller, M., „Chirurgie für Studium und Praxis“, 6.Auflage, 316-17, Medizinische Verlags- und Informationsdienste, Breisach 2001
- [40] Cutler, E., Blodgett JB., „Skeletal attachment of prosthesis fo the leg“, *zit. bei* Murphy, EF., „History and philosophy of attachment of prostheses to the muskuloskeletal system and of passage through the skin with inert materials“, J. Biomed. Mater. Res. 7 (3) 1973, pp. 275-95

- [41] Hall, CW., „Percutaneous load-bearing skeletal extensions (PLSE)“, *in* Williams, DF., „Biocompatibility of Orthopaedic Implants“, CRC Press, Boca Raton 1982, pp. 179-98
- [42] Esslinger, JO., „A basic study in semi-buried implants and osseous attachments for application to amputation prosthetic fitting“, *Bull. Prosth. Res.* 10 (13), 1970, pp. 219-25
- [43] Dümmer, G., *zit. bei* Murphy EF., „History and philosophy of attachment of prostheses to the muskuloskeletal system and of passage through the skin with inert materials“, *J. Biomed. Mater. Res.* 7 (3) 1973, pp. 275-95
- [44] Mooney, V., Predecki PK., Renning, J., Gray, J., „Skeletal extension of limb prosthetic attachments-problems in tissue reaction“, *J. Biomed. Mater. Res.* 2, 1971, pp. 143-59
- [45] Murphy, EF., „History and philosophy of attachment of prostheses to the muskuloskeletal system and of passage through the skin with inert materials“, *J. Biomed. Mater. Res.* 7 (3) 1973, pp. 275-95
- [46] Schmitt, E., „Tierexperimentelle Untersuchungen zur intraossären Verankerung von Exoprothesen“, *Med. Habil. Schr. Saarbrücken* 1987
- [47] Brånemark, PI., Hansson, BO., Adell, R., Breine, U., Lindstrom, J., Hallen, O., Ohman, A., „Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10 years period“, *Scand. J. Plasr. Reconstr. Surg. Suppl.* 16 1977, pp. 1-132
- [48] Brånemark, PI., „Osseointegration in orthopaedic surgery“ *in* Dolci, G., Favero, GA., „Proceedings of the first world congress of osseointegration“, *Venedig* 1994, pp. 17-18
- [49] Brånemark, R., Brånemark, PI., Rydevik, B., Myers, RR., „Osseointegration in skeletal reconstruction and rehabilitation: A review“, *J. Rehab. Res. Dev.* 38 (2) 2001, pp. 175-81
- [50] Paquay, YC., „Titanium fibre mesh anchorage for percutaneous devices applicable for peritoneal dialysis“, *Med. Diss. Nijmegen, Niederlande* 1994

- [51] Stephenson, P., Seedhom, BB., „Estimation of forces at the interface between an artificial limb and an implant directly fixed into the femur in above-knee amputees“, *J. Orthop. Sci.* 7 (3) 2002, pp. 292-7
- [52] Sullivan, J., Uden, M., Robinson, KP. Sooriakumaran, S., „Rehabilitation of the trans-femoral amputee with an osseointegrated prosthesis: the United Kingdom experience“, *Prosthet. Orthot. Int.* 27 (2) 2003, pp. 114-20
- [53] Hagberg, K., Brånemark, R., Hagg, O., „Questionnaire for Persons with a Transfemoral Amputation (Q-TFA): Initial validity and reliability of a new outcome measure“, *J. Rehabil. Res. Dev.* 41 (5) 2004, pp. 695-706
- [54] Staubach, KH., Grundei, H., Aschoff, H., „Spezialimplantate: Endo-/Exoprothese“ *in* Gradinger, R., Gollwitzer, H., „Ossäre Integration“ Springer, Heidelberg 2006, pp. 190-94
- [55] Stinus, H., „Biomechanik und Beurteilung des mikroprozessorgesteuerten Exoprothesenkniegelenks C-leg“ *Z. Orthop. Ihre. Grenzgeb.* 138 (3) 2000, pp. 278-82
- [56] Hofstad, C., Linde, H., Limbeek, J., Postema, K., „Prescription of ankle-foot mechanisms after lower limb amputation“, *Cochrane Database Syst. Rev.* (1) 2004, CD003978
- [57] McNealy, LL., Gard, SA., „Effect of prosthetic ankle units on the gait of persons with bilateral trans-femoral amputations“, *Prosthet. Orthot. Int.* 32 (1) 2008, pp. 111-26
- [58] Vrieling, AH., van Keeken, HG., Schoppen, T., Otten, E., Halbertsma, JP., Hof, AL., Postema, K., „Gait initiation in lower limb amputees“, *Gait Posture* 27 (3) 2008, pp. 423-30
- [59] Jepson, F., Datta, D., Harris, I., Heller, B., Howitt, J., McLean, J., „A comparative evaluation of the Adaptive knee and Catech knee joints: a preliminary study“, *Prosthet. Orthot. Int.* 32 (1) 2008, pp. 84-92
- [60] Kaufman, KR., Levine, JA., Brey, RH., Iverson BK., McCrady, SK., Padgett, DJ., Joyner, MJ., „Gait and balance of transfemoral amputees using passive mechanical and microprocessor-controlled prosthetic knees“, *Gait Posture* 26 (4) 2007, pp. 489-93

- [61] Andrysek, J., Chau, G., „An electromechanical swing-phase-controlled prosthetic knee joint for conversion of physiological energy to electrical energy: feasibility study“, IEEE Trans. Biomed. Eng. 54 (12) 2007, pp. 2278-83
- [62] Lee, MY., Lin, CF., Soon, KS., „Balance control enhancement using sub-sensory stimulation and visual-auditory biofeedback strategies for amputee subjects“, Prosthet. Orthot. Int. 31 (4) 2007, pp. 342-52
- [63] Brand, R., Crowninshield, R., „Comment on criteria for patient evaluation“, J. Biomechanics 14 1981, p. 655
- [64] Homepage der T&T medilogic GmbH : www.medilogic.com
- [65] Yamasaki, M., Sasaki, T., Tori, M., „Sex difference in the pattern of lower limb movement during treadmill walking“, Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol. 62 (2) 1991, pp. 99-103
- [66] Bronner, O., „Die untere Extremität und ihre funktionelle Behandlung nach Verletzungen und bei anderen Störungen“, Richard Pflaum, München 1992
- [67] Obenaus, F., „Quantitative Bewertung des menschlichen Ganges – Ermittlung und Bewertung typischer Parameterwerte“, Diplomarbeit Orthopädietechnik, Technische Universität Berlin 1997
- [68] Försterling, L., Tscheuschner, R., Tober, H., „Symmetrievergleich des Ganges – Eine Methode für die Beurteilung der prothetischen Versorgung“, Orthopädie-Technik 9 1995, pp. 753-56

11. Anhang

11.1. Abbildungen

PROBAND 1) betroffene Seite: links

2. Messung: Gehen auf dem Laufband in der Ebene

– zur Gangsicherheit:

| Allgemeine Gangparameter | | | | Belastung | | | | | | |
|----------------------------|------|------|------|---------------------------------|------|------|--------|------|------|------|
| Geschwindigkeit [km/h] | Ist | Soll | | Links | | | Rechts | | | |
| Rel. Geschwindigkeit [1/s] | 0,88 | | | Ist | Soll | Ist | Soll | Ist | Soll | |
| Doppelschrittlänge [m] | 1,51 | ≠ | 1,48 | Vorfuß [N/cm ² s] | 3,43 | ≠ | 2,50 | 4,81 | > | 2,50 |
| Rel. Doppelschrittlänge | 0,87 | ≠ | 0,85 | Mittelfuß [N/cm ² s] | 0,19 | < | 1,50 | 2,24 | ≠ | 1,50 |
| Doppelschrittdauer [s] | 0,98 | ≠ | 0,99 | Ferse [N/cm ² s] | 3,39 | ≠ | 4,10 | 2,91 | ≠ | 4,10 |
| Zweibeinstand [%DSD] | 17,5 | ≠ | 19,5 | Außen [N/cm ² s] | 2,08 | ≠ | 2,80 | 3,41 | ≠ | 2,80 |
| | | | | Innen [N/cm ² s] | 3,07 | ≠ | 2,70 | 3,79 | ≠ | 2,70 |
| | | | | Gesamt [N/cm ² s] | 2,55 | ≠ | 2,80 | 3,57 | ≠ | 2,80 |
| | | | | | | | | | | |
| Standphasendauer [%DSD] | Ist | Soll | | Ist | Soll | | Ist | Soll | | |
| Effektive Fußlänge [%] | 56,0 | << | 59,8 | 61,5 | ≠ | 59,8 | 65,5 | < | 69,7 | |
| Ganglinienbreite [%] | 78,3 | >> | 69,7 | 2,3 | < | 3,8 | | | | |

Abbildung 75: Parameter zur Gangsicherheit von Proband 1, 2. Messung

– zum Gangbild:

| Symmetrie $\left(\frac{\text{Rechts}-\text{Links}}{\text{Rechts}+\text{Links}}\right) \cdot 100\%$ | | |
|--|------|------|
| | Ist | Soll |
| Standphasendauer [%] | 4,7 | >> |
| Effektive Fußlänge [%] | -8,9 | < |
| Belastung Vorfuß [%] | 16,7 | > |
| Belastung Mittelfuß [%] | 84,6 | >> |
| Belastung Ferse [%] | -7,7 | ≠ |
| Belastung Außen [%] | 24,3 | >> |
| Belastung Innen [%] | 10,6 | > |
| Belastung Gesamt [%] | 16,6 | > |

Abbildung 76: Symmetrieparameter von Proband 1, 2. Messung

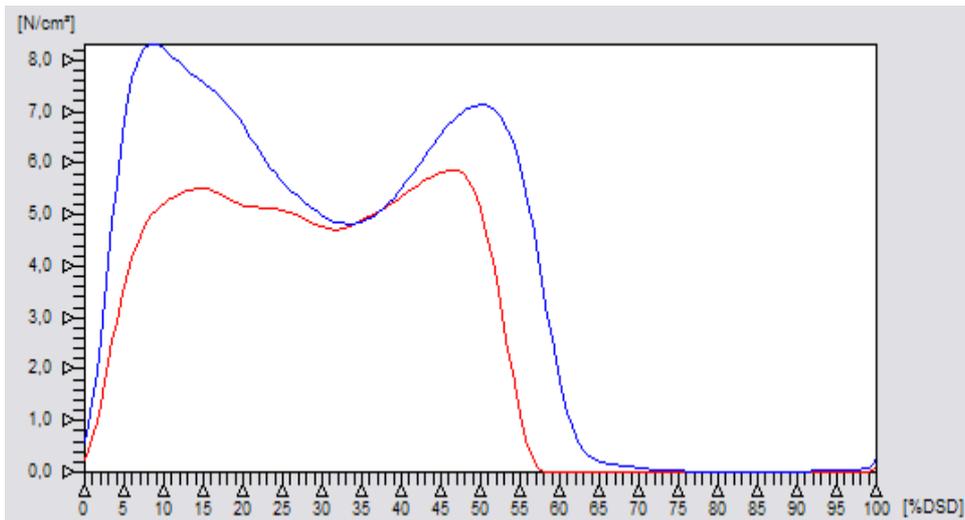


Abbildung 77: Phasenverschiebung des mittleren Schrittes von Proband 1, 2. Messung

– zur Standardabweichung:

| Streuung der Einzelschritte (rel. Standardabweichung [%]) | | | | | |
|---|-------|---|--------|-----|------|
| | Ist | ≈ | Soll | | |
| Doppelschrittdauer | 1,6 | ≈ | 3,1 | | |
| | Links | | Rechts | | |
| | Ist | ≈ | Soll | Ist | ≈ |
| Standphasendauer | 2,6 | ≈ | 5,0 | 3,1 | ≈ |
| | | | | | Soll |
| | | | | | 5,0 |

Abbildung 78: Standardabweichung von Proband 1, 2. Messung

3. Messung: Gehen auf dem Laufband mit 15% Steigung

– Zur Gangsicherheit

| Allgemeine Gangparameter | | | | Belastung | | | | | | | |
|----------------------------|-------|---|--------|---------------------|-----------------|------|--------|------|------|------|------|
| | Ist | | Soll | | Links | | Rechts | | | | |
| Geschwindigkeit [km/h] | 3,0 | | | | Ist | Soll | Ist | Soll | | | |
| Rel. Geschwindigkeit [1/s] | 0,48 | | | | | | | | | | |
| Doppelschrittlänge [m] | 0,98 | ≈ | 1,05 | Vorfuß [N/cm²*s] | 6,48 | >> | 2,50 | 7,24 | >> | 2,50 | |
| Rel. Doppelschrittlänge | 0,57 | ≈ | 0,60 | Mittelfuß [N/cm²*s] | 0,37 | < | 1,50 | 3,38 | >> | 1,50 | |
| Doppelschrittdauer [s] | 1,17 | ≈ | 1,28 | Ferse [N/cm²*s] | 2,72 | ≈ | 4,10 | 2,44 | ≈ | 4,10 | |
| Zweibeinstand [%DSD] | 27,5 | ≈ | 24,4 | Außen [N/cm²*s] | 3,19 | ≈ | 2,80 | 4,52 | > | 2,80 | |
| | Links | | Rechts | | Innen [N/cm²*s] | 4,31 | > | 2,70 | 5,10 | > | 2,70 |
| Standphasendauer [%DSD] | 60,0 | < | 62,6 | 67,5 | >> | 62,6 | | | | | |
| Effektive Fußlänge [%] | 75,9 | > | 69,7 | 56,4 | << | 69,7 | | | | | |
| Ganglinienbreite [%] | 2,3 | < | 3,8 | 8,5 | > | 3,8 | | | | | |
| | | | | Gesamt [N/cm²*s] | 3,74 | ≈ | 2,80 | 4,76 | > | 2,80 | |

Abbildung 79: Parameter zur Gangsicherheit von Proband 1, 3. Messung

- zum Gangbild

| Symmetrie $\left(\frac{\text{Rechts}-\text{Links}}{\text{Rechts}+\text{Links}}\right)*100\%$ | | | |
|--|-------|----|------|
| | Ist | | Soll |
| Standphasendauer [%] | 5,9 | >> | 0,0 |
| Effektive Fußlänge [%] | -14,7 | << | 0,0 |
| Belastung Vorfuß [%] | 5,5 | ≈ | 0,0 |
| Belastung Mittelfuß [%] | 80,1 | >> | 0,0 |
| Belastung Ferse [%] | -5,5 | ≈ | 0,0 |
| Belastung Außen [%] | 17,2 | > | 0,0 |
| Belastung Innen [%] | 8,5 | ≈ | 0,0 |
| Belastung Gesamt [%] | 12,0 | > | 0,0 |

Abbildung 80: Symmetrieparameter von Proband 1, 3. Messung

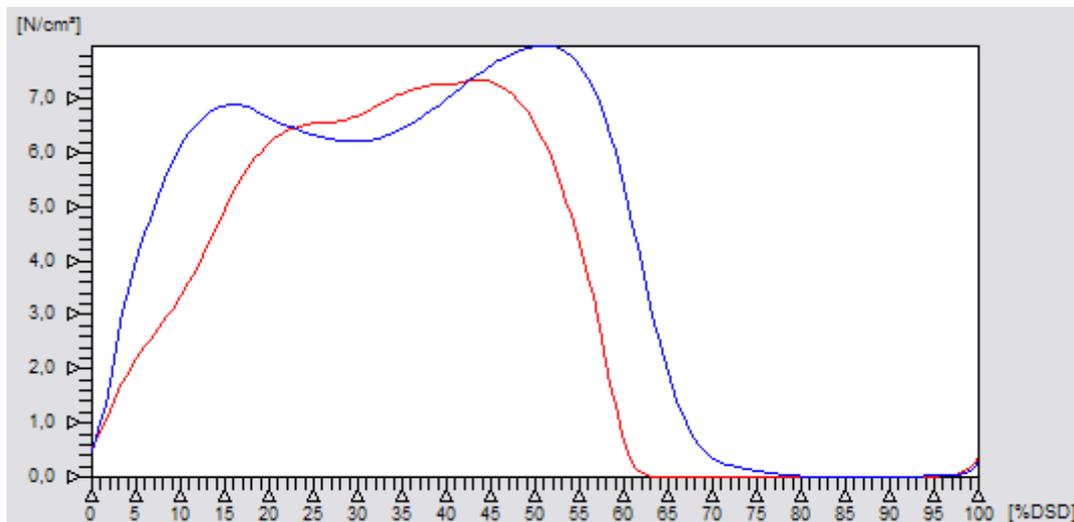


Abbildung 81: Phasenverschiebung des mittleren Schrittes von Proband 1, 3. Messung

- Zur Standardabweichung

| Streuung der Einzelschritte (rel. Standardabweichung [%]) | | | | | | |
|---|-----|---|------|-------|--------|-----|
| | Ist | | Soll | | | |
| Doppelschrittdauer | 3,5 | ≈ | 3,1 | | | |
| | | | | Links | Rechts | |
| | | | | Ist | Soll | |
| Standphasendauer | 5,4 | ≈ | 5,0 | 6,5 | ≈ | 5,0 |

Abbildung 82: Standardabweichung von Proband 1, 3. Messung

- Zum Gangbild

1. Messung: Gehen in der Ebene

Symmetrie $((\text{Rechts}-\text{Links})/(\text{Rechts}+\text{Links}))*100\%$

| | Ist | | Soll |
|-------------------------|-------|----|------|
| Standphasendauer [%] | -6,5 | << | 0,0 |
| Effektive Fußlänge [%] | -0,2 | ≈ | 0,0 |
| Belastung Vorfuß [%] | -43,9 | << | 0,0 |
| Belastung Mittelfuß [%] | -93,1 | << | 0,0 |
| Belastung Ferse [%] | -51,4 | << | 0,0 |
| Belastung Außen [%] | -51,8 | << | 0,0 |
| Belastung Innen [%] | -37,5 | << | 0,0 |
| Belastung Gesamt [%] | -47,2 | << | 0,0 |

Abbildung 86: Symmetrieparameter von Proband 2, 1. Messung

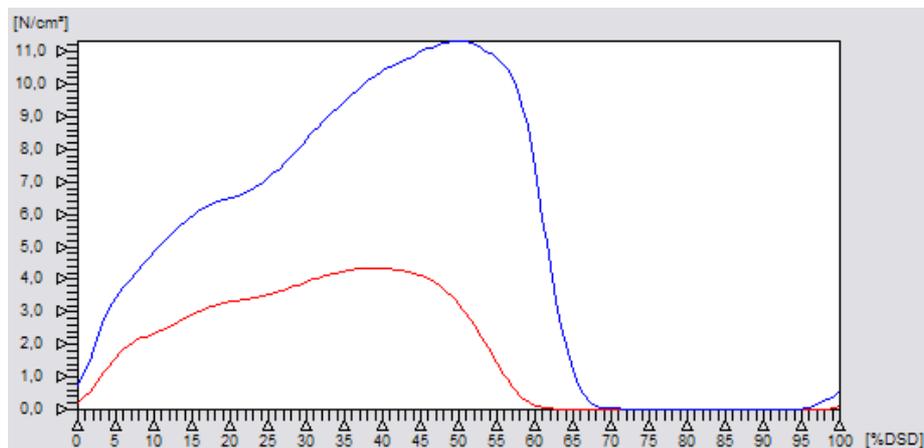


Abbildung 87: Phasenverschiebung des mittleren Schritts von Proband 2, 1. Messung

2. Messung: Gehen auf dem Laufband mit 4% Steigung

Symmetrie $((\text{Rechts}-\text{Links})/(\text{Rechts}+\text{Links}))*100\%$

| | Ist | | Soll |
|-------------------------|-------|----|------|
| Standphasendauer [%] | -4,9 | << | 0,0 |
| Effektive Fußlänge [%] | -0,8 | ≈ | 0,0 |
| Belastung Vorfuß [%] | -17,2 | < | 0,0 |
| Belastung Mittelfuß [%] | -98,8 | << | 0,0 |
| Belastung Ferse [%] | -77,4 | << | 0,0 |
| Belastung Außen [%] | -31,3 | << | 0,0 |
| Belastung Innen [%] | -43,7 | << | 0,0 |
| Belastung Gesamt [%] | -36,2 | << | 0,0 |

Abbildung 88: Symmetrieparameter von Proband 2, 2. Messung

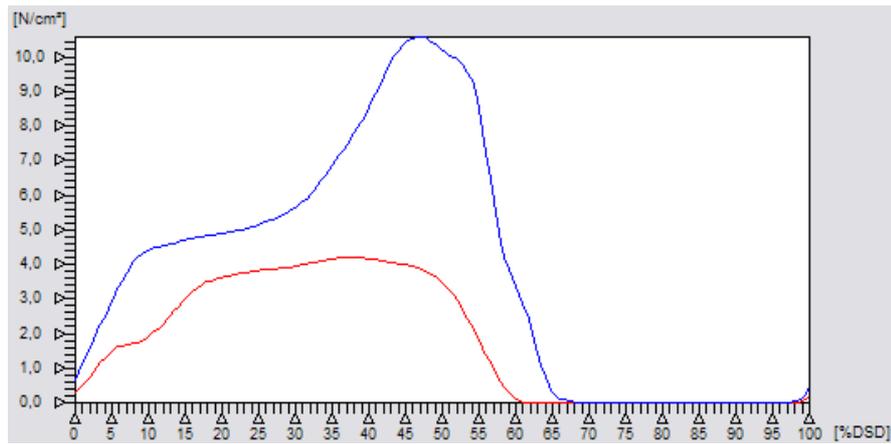


Abbildung 89: Phasenverschiebung des mittleren Schrittes von Proband 2, 2. Messung

3. Messung: Gehen auf dem Laufband mit 4% Neigung

Symmetrie $\left(\frac{\text{Rechts}-\text{Links}}{\text{Rechts}+\text{Links}}\right) \cdot 100\%$

| | Ist | | Soll |
|-------------------------|-------|----|------|
| Standphasendauer [%] | -3,8 | << | 0,0 |
| Effektive Fußlänge [%] | 0,5 | ≈ | 0,0 |
| Belastung Vorfuß [%] | -14,9 | < | 0,0 |
| Belastung Mittelfuß [%] | -93,0 | << | 0,0 |
| Belastung Ferse [%] | -36,4 | << | 0,0 |
| Belastung Außen [%] | -15,1 | < | 0,0 |
| Belastung Innen [%] | -35,4 | << | 0,0 |
| Belastung Gesamt [%] | -22,0 | << | 0,0 |

Abbildung 90: Symmetrieparameter von Proband 2, 3. Messung

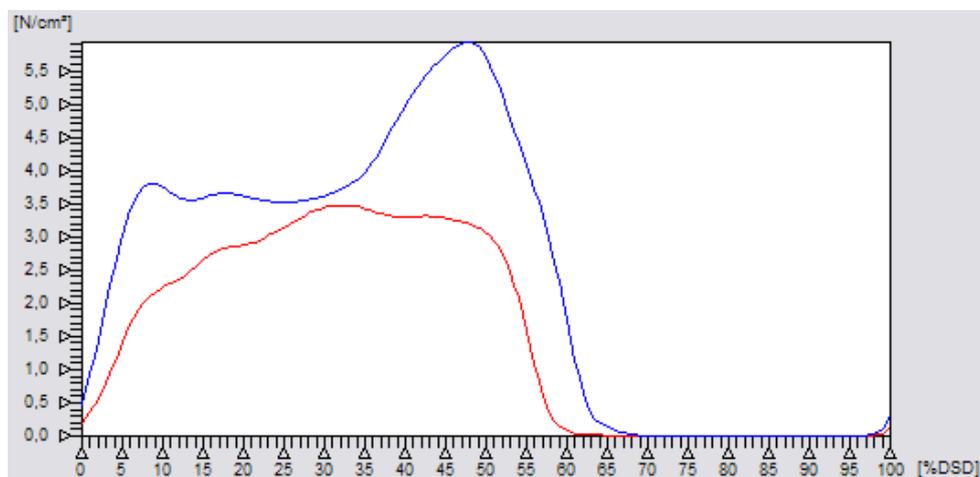


Abbildung 91: Phasenverschiebung des mittleren Schrittes von Proband 2, 3. Messung

- Zur Standardabweichung
(entfällt bei 1. Messung)

2. Messung: Gehen auf dem Laufband mit 4% Steigung

| Streuung der Einzelschritte (rel. Standardabweichung [%]) | | | | | | |
|---|-------|---|--------|-----|------|-----|
| | Ist | | Soll | | | |
| Doppelschrittdauer | 3,2 | ≈ | 3,1 | | | |
| | Links | | Rechts | | | |
| | Ist | | Soll | Ist | Soll | |
| Standphasendauer | 3,8 | ≈ | 5,0 | 2,5 | ≈ | 5,0 |

Abbildung 92: Standardabweichung von Proband 2, 2. Messung

3. Messung: Gehen auf dem Laufband mit 4% Neigung

| Streuung der Einzelschritte (rel. Standardabweichung [%]) | | | | | | |
|---|-------|----|--------|-----|------|-----|
| | Ist | | Soll | | | |
| Doppelschrittdauer | 13,4 | >> | 3,1 | | | |
| | Links | | Rechts | | | |
| | Ist | | Soll | Ist | Soll | |
| Standphasendauer | 14,3 | >> | 5,0 | 5,4 | ≈ | 5,0 |

Abbildung 93: Standardabweichung von Proband 2, 3. Messung

PROBANDIN 3) betroffene Seite: links

- Zur Gangsicherheit

1. Messung: Gehen in der Ebene

| Allgemeine Gangparameter | | | | Belastung | | | |
|---------------------------------|-------|----|--------|-----------|------|--------|------|
| | Ist | | Soll | Links | | Rechts | |
| | | | | Ist | Soll | Ist | Soll |
| Geschwindigkeit [km/h] | 2,1 | | | | | | |
| Rel. Geschwindigkeit [1/s] | 0,33 | | | | | | |
| Doppelschrittlänge [m] | 0,87 | ≈ | 0,85 | | | | |
| Rel. Doppelschrittlänge | 0,50 | ≈ | 0,48 | | | | |
| Doppelschrittdauer [s] | 1,49 | ≈ | 1,51 | | | | |
| Zweibeinstand [%DSD] | 21,0 | < | 28,0 | | | | |
| | Links | | Rechts | | | | |
| Standphasendauer [%DSD] | 57,5 | << | 64,3 | 63,5 | ≈ | 64,3 | |
| Effektive Fußlänge [%] | 77,8 | >> | 69,7 | 59,7 | << | 69,7 | |
| Ganglinienbreite [%] | 2,5 | ≈ | 3,8 | 6,3 | > | 3,8 | |
| | | | | | | | |
| Vorfuß [N/cm ² s] | 3,20 | ≈ | 2,50 | 2,78 | ≈ | 2,50 | |
| Mittelfuß [N/cm ² s] | 0,08 | < | 1,50 | 3,36 | >> | 1,50 | |
| Ferse [N/cm ² s] | 1,57 | < | 4,10 | 1,70 | < | 4,10 | |
| Außen [N/cm ² s] | 2,54 | ≈ | 2,80 | 2,88 | ≈ | 2,80 | |
| Innen [N/cm ² s] | 1,32 | ≈ | 2,70 | 2,54 | ≈ | 2,70 | |
| Gesamt [N/cm ² s] | 2,01 | ≈ | 2,80 | 2,68 | ≈ | 2,80 | |

Abbildung 94: Parameter zur Gangsicherheit, Probandin 3, 1. Messung

2. Messung: Gehen auf dem Laufband mit 4% Steigung

| Allgemeine Gangparameter | | | | Belastung | | | | |
|----------------------------|-------|------|--------|----------------------------------|-------------------------------|--------|------|------|
| | Ist | Soll | | Links | | Rechts | | |
| Geschwindigkeit [km/h] | 2,1 | | | Ist | Soll | Ist | Soll | |
| Rel. Geschwindigkeit [1/s] | 0,33 | | | | | | | |
| Doppelschrittlänge [m] | 0,97 | ≈ | 0,85 | Vorfuß [N/cm ² *s] | 4,07 | ≈ | 2,50 | |
| Rel. Doppelschrittlänge | 0,55 | ≈ | 0,48 | Mittelfuß [N/cm ² *s] | 0,02 | < | 1,50 | |
| Doppelschrittdauer [s] | 1,65 | ≈ | 1,51 | Ferse [N/cm ² *s] | 0,49 | < | 4,10 | |
| Zweibeinstand [%DSD] | 22,5 | < | 28,0 | Außen [N/cm ² *s] | 2,77 | ≈ | 2,80 | |
| | Links | | Rechts | | Innen [N/cm ² *s] | 1,43 | ≈ | 2,70 |
| Standphasendauer [%DSD] | Ist | Soll | Ist | Soll | Gesamt [N/cm ² *s] | 2,19 | ≈ | 2,80 |
| Effektive Fußlänge [%] | 58,5 | << | 64,3 | 64,0 | ≈ | 64,3 | | |
| Ganglinienbreite [%] | 28,1 | << | 69,7 | 61,0 | << | 69,7 | | |
| | 1,7 | < | 3,8 | 1,8 | < | 3,8 | | |

Abbildung 95: Parameter zur Gangsicherheit von Probandin 3, 2. Messung

3. Messung: Gehen auf dem Laufband mit 4% Neigung

| Allgemeine Gangparameter | | | | Belastung | | | | |
|----------------------------|-------|------|--------|----------------------------------|-------------------------------|--------|------|------|
| | Ist | Soll | | Links | | Rechts | | |
| Geschwindigkeit [km/h] | 1,9 | | | Ist | Soll | Ist | Soll | |
| Rel. Geschwindigkeit [1/s] | 0,30 | | | | | | | |
| Doppelschrittlänge [m] | 0,87 | ≈ | 0,81 | Vorfuß [N/cm ² *s] | 3,29 | ≈ | 2,50 | |
| Rel. Doppelschrittlänge | 0,49 | ≈ | 0,45 | Mittelfuß [N/cm ² *s] | 0,03 | < | 1,50 | |
| Doppelschrittdauer [s] | 1,64 | ≈ | 1,57 | Ferse [N/cm ² *s] | 0,90 | < | 4,10 | |
| Zweibeinstand [%DSD] | 23,0 | < | 29,0 | Außen [N/cm ² *s] | 2,32 | ≈ | 2,80 | |
| | Links | | Rechts | | Innen [N/cm ² *s] | 1,29 | ≈ | 2,70 |
| Standphasendauer [%DSD] | Ist | Soll | Ist | Soll | Gesamt [N/cm ² *s] | 1,88 | ≈ | 2,80 |
| Effektive Fußlänge [%] | 60,5 | < | 64,8 | 62,5 | ≈ | 64,8 | | |
| Ganglinienbreite [%] | 43,4 | << | 69,7 | 59,5 | << | 69,7 | | |
| | 1,9 | < | 3,8 | 2,1 | < | 3,8 | | |

Abbildung 96: Parameter zur Gangsicherheit von Probandin 3, 3. Messung

– Zum Gangbild

1. Messung: Gehen in der Ebene

| Symmetrie $\left(\frac{\text{Rechts}-\text{Links}}{\text{Rechts}+\text{Links}}\right) \cdot 100\%$ | | |
|--|-------|------|
| | Ist | Soll |
| Standphasendauer [%] | 5,0 | >> |
| Effektive Fußlänge [%] | -13,1 | << |
| Belastung Vorfuß [%] | -6,9 | ≈ |
| Belastung Mittelfuß [%] | 95,3 | >> |
| Belastung Ferse [%] | 4,1 | ≈ |
| Belastung Außen [%] | 6,3 | ≈ |
| Belastung Innen [%] | 31,7 | >> |
| Belastung Gesamt [%] | 14,3 | > |

Abbildung 97: Symmetrieparameter von Probandin 3, 1. Messung

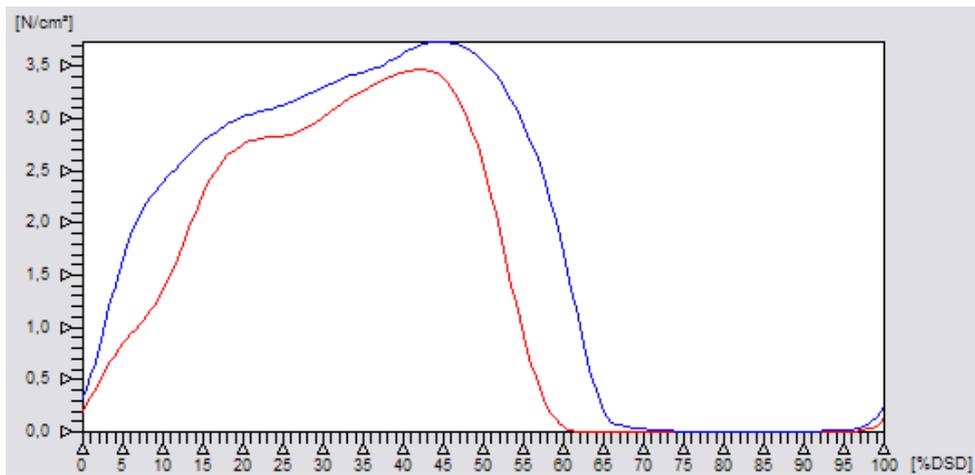


Abbildung 98: Phasenverschiebung des mittleren Schrittes von Probandin 3, 1. Messung

2. Messung: Gehen auf dem Laufband mit 4% Steigung

| Symmetrie $((\text{Rechts}-\text{Links})/(\text{Rechts}+\text{Links})) \cdot 100\%$ | | | |
|---|-------|----|------|
| | Ist | | Soll |
| Standphasendauer [%] | 4,5 | >> | 0,0 |
| Effektive Fußlänge [%] | 36,9 | >> | 0,0 |
| Belastung Vorfuß [%] | -26,7 | << | 0,0 |
| Belastung Mittelfuß [%] | 98,5 | >> | 0,0 |
| Belastung Ferse [%] | 71,7 | >> | 0,0 |
| Belastung Außen [%] | -1,9 | * | 0,0 |
| Belastung Innen [%] | 30,8 | >> | 0,0 |
| Belastung Gesamt [%] | 10,1 | > | 0,0 |

Abbildung 99: Symmetrieparameter von Probandin 3, 2. Messung

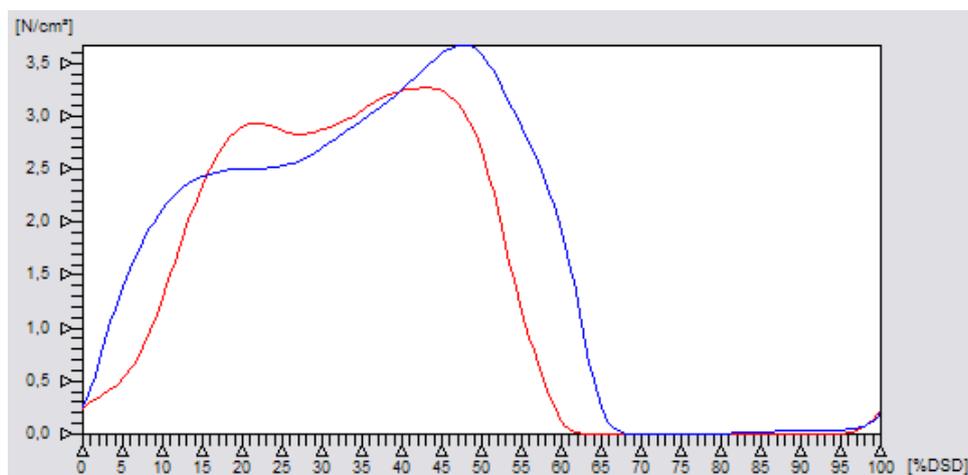


Abbildung 100: Phasenverschiebung des mittleren Schrittes von Probandin 3, 2. Messung

3. Messung: Gehen auf dem Laufband mit 4% Neigung

| Symmetrie $((\text{Rechts}-\text{Links})/(\text{Rechts}+\text{Links})) \cdot 100\%$ | | | |
|---|-------|----|------|
| | Ist | | Soll |
| Standphasendauer [%] | 1,6 | > | 0,0 |
| Effektive Fußlänge [%] | 15,6 | >> | 0,0 |
| Belastung Vorfuß [%] | -24,2 | << | 0,0 |
| Belastung Mittelfuß [%] | 98,2 | >> | 0,0 |
| Belastung Ferse [%] | 34,8 | >> | 0,0 |
| Belastung Außen [%] | 2,4 | * | 0,0 |
| Belastung Innen [%] | 23,8 | >> | 0,0 |
| Belastung Gesamt [%] | 9,1 | * | 0,0 |

Abbildung 101: Symmetrieparameter von Probandin 3, 3. Messung

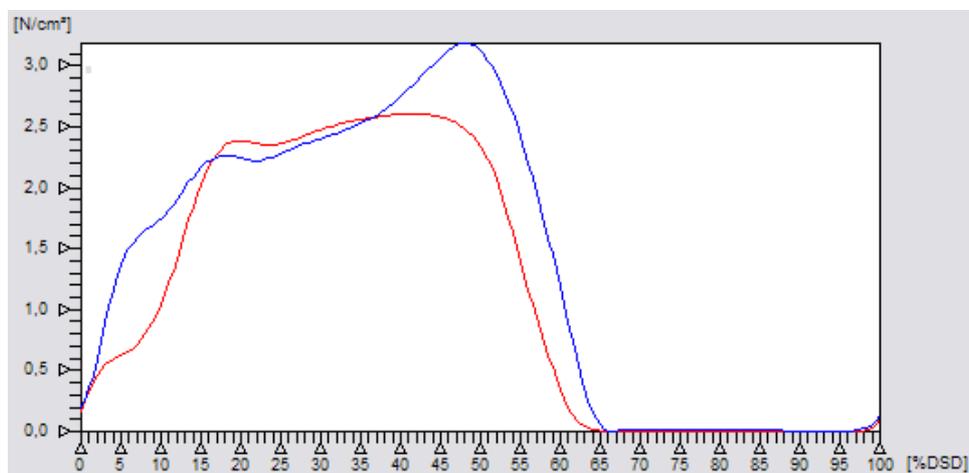


Abbildung 102: Phasenverschiebung des mittleren Schrittes von Probandin 3, 3. Messung

- Zur Standardabweichung
(entfällt bei 1. Messung)

2. Messung: Gehen auf dem Laufband mit 4% Steigung

| Streuung der Einzelschritte (rel. Standardabweichung [%]) | | | | | |
|---|-----|---|------|-------|--------|
| | Ist | | Soll | | |
| Doppelschrittdauer | 5,9 | > | 3,1 | | |
| | | | | Links | Rechts |
| | | | | Ist | Soll |
| Standphasendauer | 7,1 | * | 5,0 | 6,0 | 5,0 |

Abbildung 103: Standardabweichung von Probandin 3, 2. Messung

3. Messung: Gehen auf dem Laufband mit 4% Neigung

| Allgemeine Gangparameter | | | | | |
|----------------------------|------|-------|--------|------|----|
| | Ist | Soll | | | |
| Geschwindigkeit [km/h] | 2,4 | | | | |
| Rel. Geschwindigkeit [1/s] | 0,37 | | | | |
| Doppelschrittlänge [m] | 1,04 | 0,91 | ≈ | | |
| Rel. Doppelschrittlänge | 0,58 | 0,51 | ≈ | | |
| Doppelschrittdauer [s] | 1,56 | 1,43 | ≈ | | |
| Zweibeinstand [%DSD] | 22,0 | 26,8 | < | | |
| | | Links | Rechts | | |
| | Ist | Soll | Ist | Soll | |
| Standphasendauer [%DSD] | 59,0 | 63,8 | 63,0 | 63,8 | ≈ |
| Effektive Fußlänge [%] | 91,1 | 69,7 | 80,6 | 69,7 | >> |
| Ganglinienbreite [%] | 1,7 | 3,8 | 2,4 | 3,8 | < |

| Belastung | | | | | |
|---------------------|-------|------|--------|------|---|
| | Links | | Rechts | | |
| | Ist | Soll | Ist | Soll | |
| Vorfuß [N/cm²*s] | 2,76 | 2,50 | 3,58 | 2,50 | ≈ |
| Mittelfuß [N/cm²*s] | 0,10 | 1,50 | 0,76 | 1,50 | ≈ |
| Ferse [N/cm²*s] | 1,99 | 4,10 | 4,19 | 4,10 | ≈ |
| Außen [N/cm²*s] | 2,18 | 2,80 | 2,95 | 2,80 | ≈ |
| Innen [N/cm²*s] | 1,58 | 2,70 | 2,93 | 2,70 | ≈ |
| Gesamt [N/cm²*s] | 1,88 | 2,80 | 2,96 | 2,80 | ≈ |

Abbildung 107: Parameter zur Gangsicherheit von Proband 4, 3. Messung

– Zum Gangbild

1. Messung: Gehen in der Ebene

| Symmetrie $\left(\frac{\text{Rechts}-\text{Links}}{\text{Rechts}+\text{Links}}\right) \cdot 100\%$ | | | |
|--|------|------|----|
| | Ist | Soll | |
| Standphasendauer [%] | 4,5 | 0,0 | >> |
| Effektive Fußlänge [%] | -5,4 | 0,0 | < |
| Belastung Vorfuß [%] | 34,5 | 0,0 | >> |
| Belastung Mittelfuß [%] | 62,5 | 0,0 | >> |
| Belastung Ferse [%] | 5,2 | 0,0 | ≈ |
| Belastung Außen [%] | 18,3 | 0,0 | > |
| Belastung Innen [%] | 38,7 | 0,0 | >> |
| Belastung Gesamt [%] | 27,6 | 0,0 | >> |

Abbildung 108: Symmetrieparameter von Proband 4, 1. Messung

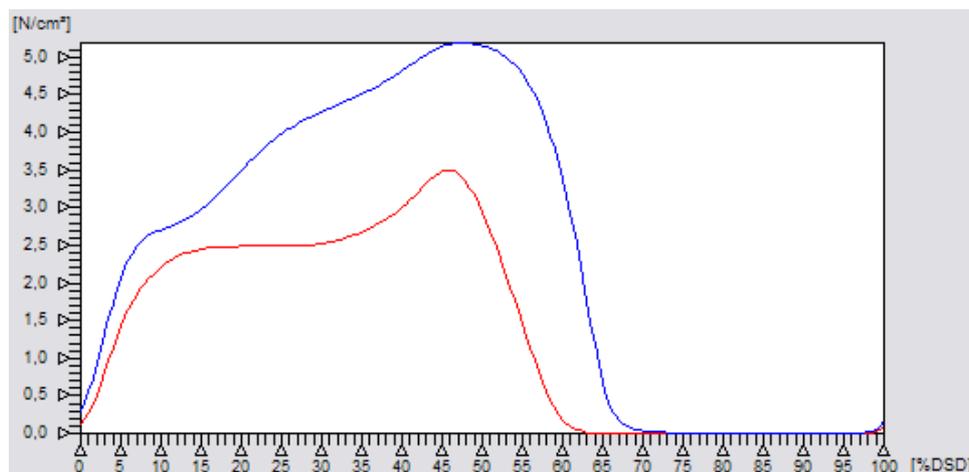


Abbildung 109: Phasenverschiebung des mittleren Schrittes von Proband 4, 1. Messung

2. Messung: Gehen auf dem Laufband mit 4% Steigung

| Symmetrie $\left(\frac{\text{Rechts}-\text{Links}}{\text{Rechts}+\text{Links}}\right)*100\%$ | | | |
|--|------|----|------|
| | Ist | | Soll |
| Standphasendauer [%] | 5,0 | >> | 0,0 |
| Effektive Fußlänge [%] | -5,9 | < | 0,0 |
| Belastung Vorfuß [%] | 5,8 | * | 0,0 |
| Belastung Mittelfuß [%] | 90,1 | >> | 0,0 |
| Belastung Ferse [%] | 62,7 | >> | 0,0 |
| Belastung Außen [%] | 21,0 | >> | 0,0 |
| Belastung Innen [%] | 21,9 | >> | 0,0 |
| Belastung Gesamt [%] | 22,2 | >> | 0,0 |

Abbildung 110: Symmetrieparameter von Proband 4, 2. Messung

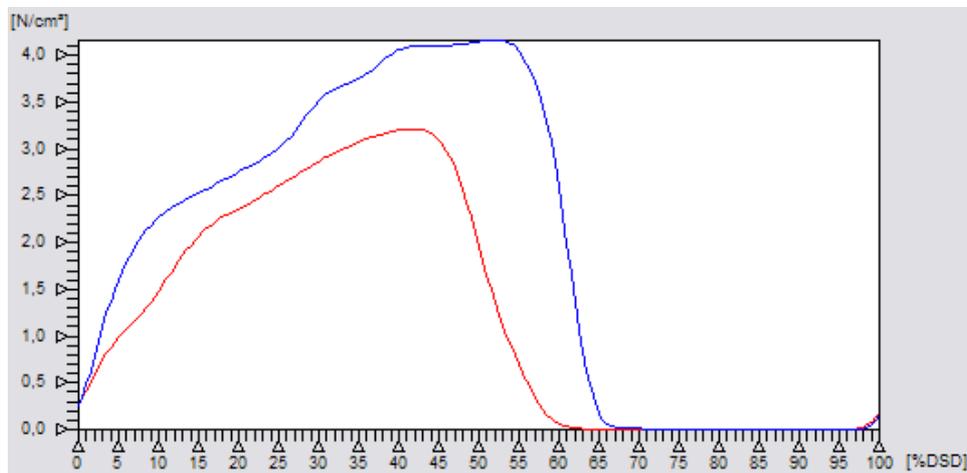


Abbildung 111: Phasenverschiebung des mittleren Schrittes von Proband 4, 2. Messung

3. Messung: Gehen auf dem Laufband mit 4% Neigung

| Symmetrie $\left(\frac{\text{Rechts}-\text{Links}}{\text{Rechts}+\text{Links}}\right)*100\%$ | | | |
|--|------|----|------|
| | Ist | | Soll |
| Standphasendauer [%] | 3,3 | >> | 0,0 |
| Effektive Fußlänge [%] | -6,1 | < | 0,0 |
| Belastung Vorfuß [%] | 13,0 | > | 0,0 |
| Belastung Mittelfuß [%] | 75,9 | >> | 0,0 |
| Belastung Ferse [%] | 35,6 | >> | 0,0 |
| Belastung Außen [%] | 14,9 | > | 0,0 |
| Belastung Innen [%] | 30,1 | >> | 0,0 |
| Belastung Gesamt [%] | 22,3 | >> | 0,0 |

Abbildung 112: Symmetrieparameter von Proband 4, 3. Messung

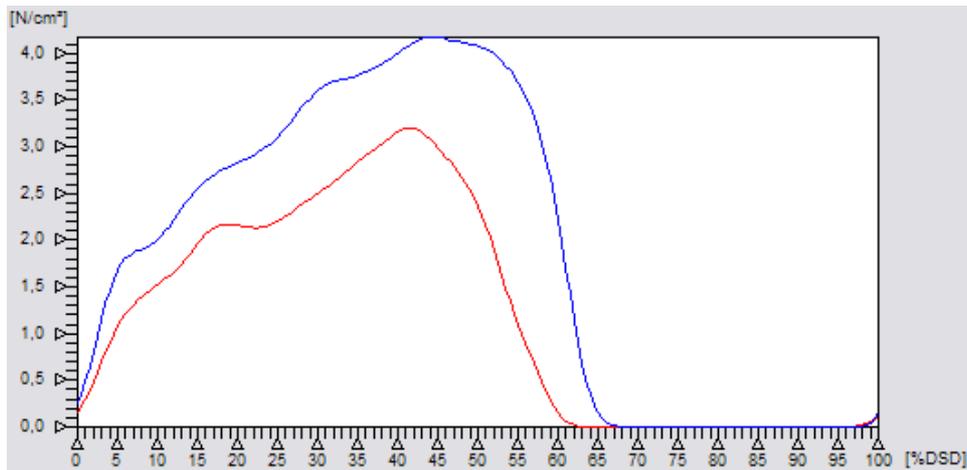


Abbildung 113: Phasenverschiebung des mittleren Schrittes von Proband 4, 3. Messung

- Zur Standardabweichung
(entfällt bei 1. Messung)

2. Messung: Gehen auf dem Lauband mit 4% Steigung

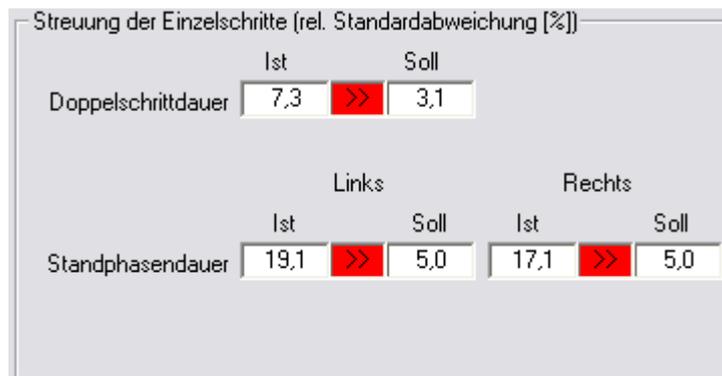


Abbildung 114: Standardabweichung von Proband 4, 2. Messung

3. Messung: Gehen auf dem Laufband mit 4% Neigung

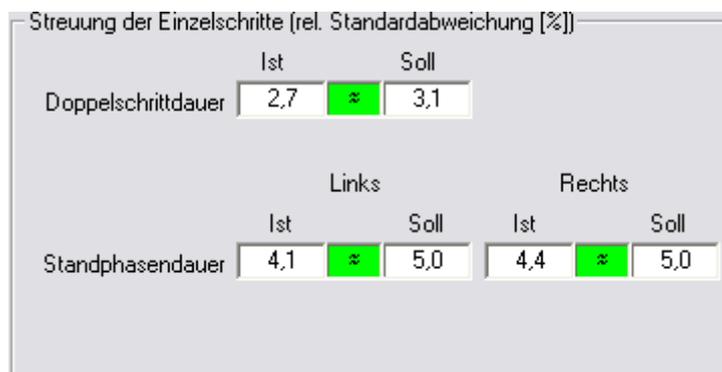


Abbildung 115: Standardabweichung von Proband 4, 3. Messung

PROBAND 5) betroffene Seite: links

– Zur Gangsicherheit

1. Messung: Gehen in der Ebene

| Allgemeine Gangparameter | | | | |
|--|-------|------|--------|----------|
| | Ist | Soll | | |
| Geschwindigkeit [km/h] | 3,4 | | | |
| Rel. Geschwindigkeit [1/s] | 0,55 | | | |
| Doppelschrittlänge [m] | 1,39 | > | 1,13 | |
| Rel. Doppelschrittlänge | 0,81 | >> | 0,64 | |
| Doppelschrittdauer [s] | 1,48 | >> | 1,21 | |
| Zweibeinstand [%DSD] | 16,5 | < | 23,3 | |
| Belastung | | | | |
| | Links | | Rechts | |
| | Ist | Soll | Ist | Soll |
| Vorfuß [N/cm ² s] | 3,40 | ≈ | 2,50 | 11,28 >> |
| Mittelfuß [N/cm ² s] | 0,26 | < | 1,50 | 0,07 < |
| Ferse [N/cm ² s] | 1,52 | < | 4,10 | 2,21 ≈ |
| Außen [N/cm ² s] | 2,09 | ≈ | 2,80 | 3,12 ≈ |
| Innen [N/cm ² s] | 2,10 | ≈ | 2,70 | 9,98 >> |
| Gesamt [N/cm ² s] | 2,15 | ≈ | 2,80 | 6,31 > |
| Allgemeine Gangparameter (detailliert) | | | | |
| | Links | | Rechts | |
| | Ist | Soll | Ist | Soll |
| Standphasendauer [%DSD] | 51,5 | << | 62,0 | 65,0 > |
| Effektive Fußlänge [%] | 81,5 | >> | 69,7 | 71,8 ≈ |
| Ganglinienbreite [%] | 4,2 | ≈ | 3,8 | 5,5 ≈ |

Abbildung 116: Parameter zur Gangsicherheit von Proband 5, 1. Messung

2. Messung: Gehen auf dem Laufband mit 4% Steigung

| Allgemeine Gangparameter | | | | |
|--|-------|------|--------|---------|
| | Ist | Soll | | |
| Geschwindigkeit [km/h] | 2,0 | | | |
| Rel. Geschwindigkeit [1/s] | 0,32 | | | |
| Doppelschrittlänge [m] | 0,89 | ≈ | 0,84 | |
| Rel. Doppelschrittlänge | 0,52 | ≈ | 0,47 | |
| Doppelschrittdauer [s] | 1,59 | ≈ | 1,52 | |
| Zweibeinstand [%DSD] | 15,5 | << | 28,2 | |
| Belastung | | | | |
| | Links | | Rechts | |
| | Ist | Soll | Ist | Soll |
| Vorfuß [N/cm ² s] | 3,97 | ≈ | 2,50 | 9,75 >> |
| Mittelfuß [N/cm ² s] | 0,00 | < | 1,50 | 0,24 < |
| Ferse [N/cm ² s] | 0,20 | < | 4,10 | 1,23 < |
| Außen [N/cm ² s] | 2,33 | ≈ | 2,80 | 3,49 ≈ |
| Innen [N/cm ² s] | 1,71 | ≈ | 2,70 | 7,48 >> |
| Gesamt [N/cm ² s] | 2,09 | ≈ | 2,80 | 5,36 > |
| Allgemeine Gangparameter (detailliert) | | | | |
| | Links | | Rechts | |
| | Ist | Soll | Ist | Soll |
| Standphasendauer [%DSD] | 54,0 | << | 64,4 | 61,5 < |
| Effektive Fußlänge [%] | 28,7 | << | 69,7 | 63,9 < |
| Ganglinienbreite [%] | 3,4 | ≈ | 3,8 | 6,5 > |

Abbildung 117: Parameter zur Gangsicherheit von Proband 5, 2. Messung

3. Messung: Gehen auf dem Laufband mit 4% Neigung

| Allgemeine Gangparameter | | | | |
|--|-------|------|--------|---------|
| | Ist | Soll | | |
| Geschwindigkeit [km/h] | 2,4 | | | |
| Rel. Geschwindigkeit [1/s] | 0,39 | | | |
| Doppelschrittlänge [m] | 1,06 | ≈ | 0,93 | |
| Rel. Doppelschrittlänge | 0,61 | > | 0,52 | |
| Doppelschrittdauer [s] | 1,58 | > | 1,41 | |
| Zweibeinstand [%DSD] | 14,5 | << | 26,4 | |
| Belastung | | | | |
| | Links | | Rechts | |
| | Ist | Soll | Ist | Soll |
| Vorfuß [N/cm ² s] | 3,52 | ≈ | 2,50 | 9,88 >> |
| Mittelfuß [N/cm ² s] | 0,02 | < | 1,50 | 0,11 < |
| Ferse [N/cm ² s] | 0,70 | < | 4,10 | 1,54 < |
| Außen [N/cm ² s] | 1,91 | ≈ | 2,80 | 2,96 ≈ |
| Innen [N/cm ² s] | 1,92 | ≈ | 2,70 | 8,00 >> |
| Gesamt [N/cm ² s] | 1,98 | ≈ | 2,80 | 5,46 > |
| Allgemeine Gangparameter (detailliert) | | | | |
| | Links | | Rechts | |
| | Ist | Soll | Ist | Soll |
| Standphasendauer [%DSD] | 53,0 | << | 63,6 | 61,5 ≈ |
| Effektive Fußlänge [%] | 67,1 | ≈ | 69,7 | 67,9 ≈ |
| Ganglinienbreite [%] | 2,8 | ≈ | 3,8 | 9,0 >> |

Abbildung 118: Parameter zur Gangsicherheit von Proband 5, 3. Messung

- Zum Gangbild

1. Messung: Gehen in der Ebene

| Symmetrie $((\text{Rechts}-\text{Links})/(\text{Rechts}+\text{Links}))*100\%$ | | | |
|---|-------|----|------|
| | Ist | | Soll |
| Standphasendauer [%] | 11,6 | >> | 0,0 |
| Effektive Fußlänge [%] | -6,3 | < | 0,0 |
| Belastung Vorfuß [%] | 53,7 | >> | 0,0 |
| Belastung Mittelfuß [%] | -56,1 | << | 0,0 |
| Belastung Ferse [%] | 18,4 | > | 0,0 |
| Belastung Außen [%] | 19,8 | > | 0,0 |
| Belastung Innen [%] | 65,3 | >> | 0,0 |
| Belastung Gesamt [%] | 49,2 | >> | 0,0 |

Abbildung 119: Symmetrieparameter von Proband 5, 1. Messung

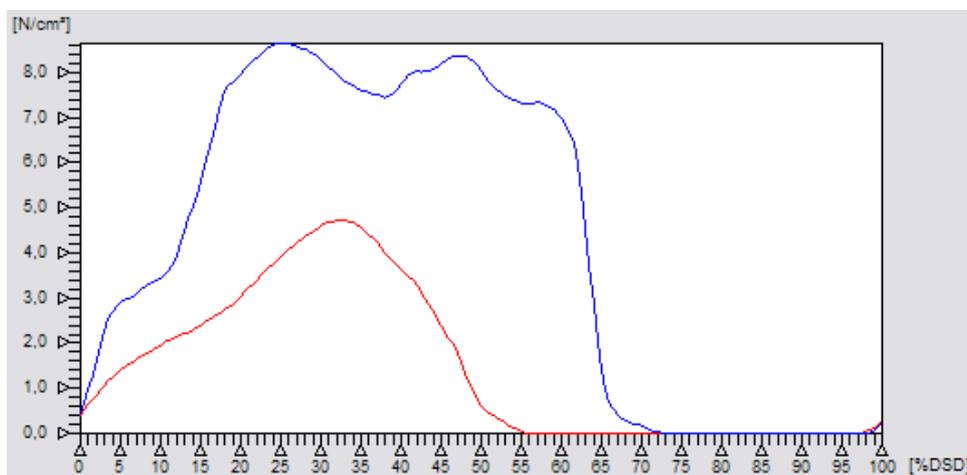


Abbildung 120: Phasenverschiebung des mittleren Schrittes von Proband 5, 1. Messung

2. Messung: Gehen auf dem Laufband mit 4% Steigung

| Symmetrie $((\text{Rechts}-\text{Links})/(\text{Rechts}+\text{Links}))*100\%$ | | | |
|---|------|----|------|
| | Ist | | Soll |
| Standphasendauer [%] | 6,5 | >> | 0,0 |
| Effektive Fußlänge [%] | 38,1 | >> | 0,0 |
| Belastung Vorfuß [%] | 42,1 | >> | 0,0 |
| Belastung Mittelfuß [%] | 97,7 | >> | 0,0 |
| Belastung Ferse [%] | 72,5 | >> | 0,0 |
| Belastung Außen [%] | 19,9 | > | 0,0 |
| Belastung Innen [%] | 62,8 | >> | 0,0 |
| Belastung Gesamt [%] | 43,9 | >> | 0,0 |

Abbildung 121: Symmetrieparameter von Proband 5, 2. Messung

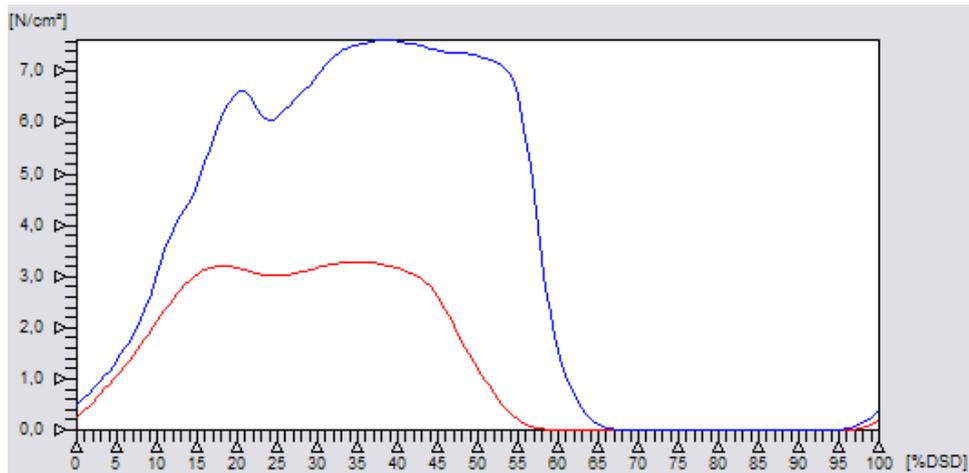


Abbildung 122: Phasenverschiebung des mittleren Schrittes von Proband 5, 2. Messung

3. Messung: Gehen auf dem Laufband mit 4% Neigung

Symmetrie $\left(\frac{\text{Rechts}-\text{Links}}{\text{Rechts}+\text{Links}}\right) \cdot 100\%$

| | Ist | | Soll |
|-------------------------|------|----|------|
| Standphasendauer [%] | 7,4 | >> | 0,0 |
| Effektive Fußlänge [%] | 0,6 | ≈ | 0,0 |
| Belastung Vorfuß [%] | 47,4 | >> | 0,0 |
| Belastung Mittelfuß [%] | 67,5 | >> | 0,0 |
| Belastung Ferse [%] | 37,2 | >> | 0,0 |
| Belastung Außen [%] | 21,6 | >> | 0,0 |
| Belastung Innen [%] | 61,2 | >> | 0,0 |
| Belastung Gesamt [%] | 46,8 | >> | 0,0 |

Abbildung 123: Symmetrieparameter von Proband 5, 3. Messung

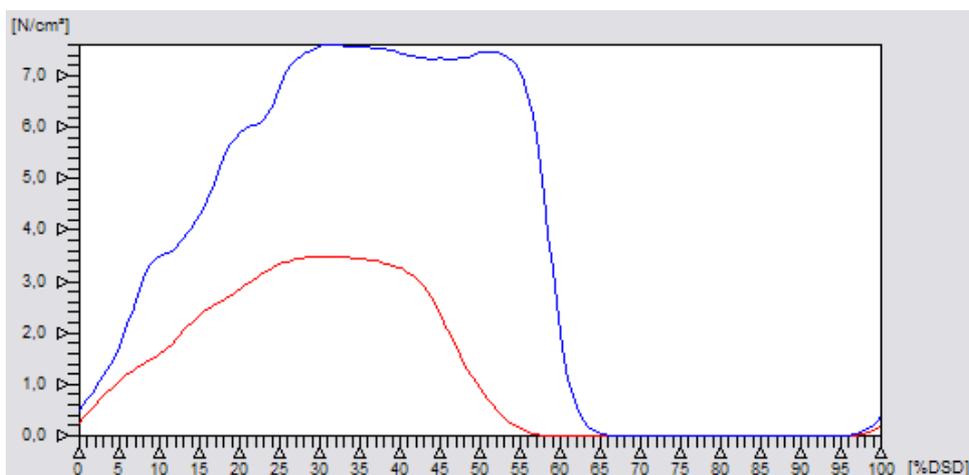


Abbildung 124: Phasenverschiebung des mittleren Schrittes von Proband 5, 3. Messung

2. Messung: Gehen auf dem Laufband mit 4% Steigung

| Allgemeine Gangparameter | | | | |
|----------------------------|------|---------|--------|---------|
| | Ist | Soll | | |
| Geschwindigkeit [km/h] | 2,7 | | | |
| Rel. Geschwindigkeit [1/s] | 0,41 | | | |
| Doppelschrittlänge [m] | 0,98 | ≈ 0,95 | | |
| Rel. Doppelschrittlänge | 0,53 | ≈ 0,54 | | |
| Doppelschrittdauer [s] | 1,30 | ≈ 1,38 | | |
| Zweibeinstand [%DSD] | 19,0 | < 26,0 | | |
| | | Links | Rechts | |
| | Ist | Soll | Ist | Soll |
| Standphasendauer [%DSD] | 60,0 | < 63,4 | 59,0 | < 63,4 |
| Effektive Fußlänge [%] | 61,8 | << 69,7 | 82,2 | >> 69,7 |
| Ganglinienbreite [%] | 2,3 | < 3,8 | 1,8 | < 3,8 |

| Belastung | | | | | |
|---------------------------------|-------|--------|--------|--------|--|
| | Links | | Rechts | | |
| | Ist | Soll | Ist | Soll | |
| Vorfuß [N/cm ² s] | 4,19 | ≈ 2,50 | 2,84 | ≈ 2,50 | |
| Mittelfuß [N/cm ² s] | 0,91 | ≈ 1,50 | 0,44 | < 1,50 | |
| Ferse [N/cm ² s] | 0,59 | < 4,10 | 2,21 | ≈ 4,10 | |
| Außen [N/cm ² s] | 2,64 | ≈ 2,80 | 2,77 | ≈ 2,80 | |
| Innen [N/cm ² s] | 2,34 | ≈ 2,70 | 1,33 | ≈ 2,70 | |
| Gesamt [N/cm ² s] | 2,53 | ≈ 2,80 | 2,07 | ≈ 2,80 | |

Abbildung 128: Parameter zur Gangsicherheit von Proband 6, 2. Messung

3. Messung: Gehen auf dem Laufband mit 4% Neigung

| Allgemeine Gangparameter | | | | |
|----------------------------|------|---------|--------|---------|
| | Ist | Soll | | |
| Geschwindigkeit [km/h] | 2,5 | | | |
| Rel. Geschwindigkeit [1/s] | 0,38 | | | |
| Doppelschrittlänge [m] | 1,09 | > 0,91 | | |
| Rel. Doppelschrittlänge | 0,58 | ≈ 0,51 | | |
| Doppelschrittdauer [s] | 1,55 | ≈ 1,43 | | |
| Zweibeinstand [%DSD] | 16,0 | << 26,8 | | |
| | | Links | Rechts | |
| | Ist | Soll | Ist | Soll |
| Standphasendauer [%DSD] | 57,0 | << 63,7 | 59,0 | < 63,7 |
| Effektive Fußlänge [%] | 64,8 | < 69,7 | 88,5 | >> 69,7 |
| Ganglinienbreite [%] | 3,2 | ≈ 3,8 | 2,5 | ≈ 3,8 |

| Belastung | | | | | |
|---------------------------------|-------|--------|--------|--------|--|
| | Links | | Rechts | | |
| | Ist | Soll | Ist | Soll | |
| Vorfuß [N/cm ² s] | 5,31 | > 2,50 | 2,98 | ≈ 2,50 | |
| Mittelfuß [N/cm ² s] | 2,09 | ≈ 1,50 | 0,15 | < 1,50 | |
| Ferse [N/cm ² s] | 1,00 | < 4,10 | 3,07 | ≈ 4,10 | |
| Außen [N/cm ² s] | 4,38 | > 2,80 | 2,58 | ≈ 2,80 | |
| Innen [N/cm ² s] | 2,49 | ≈ 2,70 | 1,86 | ≈ 2,70 | |
| Gesamt [N/cm ² s] | 3,51 | ≈ 2,80 | 2,25 | ≈ 2,80 | |

Abbildung 129: Parameter zur Gangsicherheit von Proband 6, 3. Messung

– Zum Gangbild

1. Messung: Gehen in der Ebene

| Symmetrie ((Rechts-Links)/(Rechts+Links)*100%) | | |
|--|-------|--------|
| | Ist | Soll |
| Standphasendauer [%] | -1,7 | < 0,0 |
| Effektive Fußlänge [%] | 5,4 | > 0,0 |
| Belastung Vorfuß [%] | -54,0 | << 0,0 |
| Belastung Mittelfuß [%] | -62,7 | << 0,0 |
| Belastung Ferse [%] | 56,5 | >> 0,0 |
| Belastung Außen [%] | -40,2 | << 0,0 |
| Belastung Innen [%] | -24,1 | << 0,0 |
| Belastung Gesamt [%] | -34,8 | << 0,0 |

Abbildung 130: Symmetrieparameter von Proband 6, 1. Messung

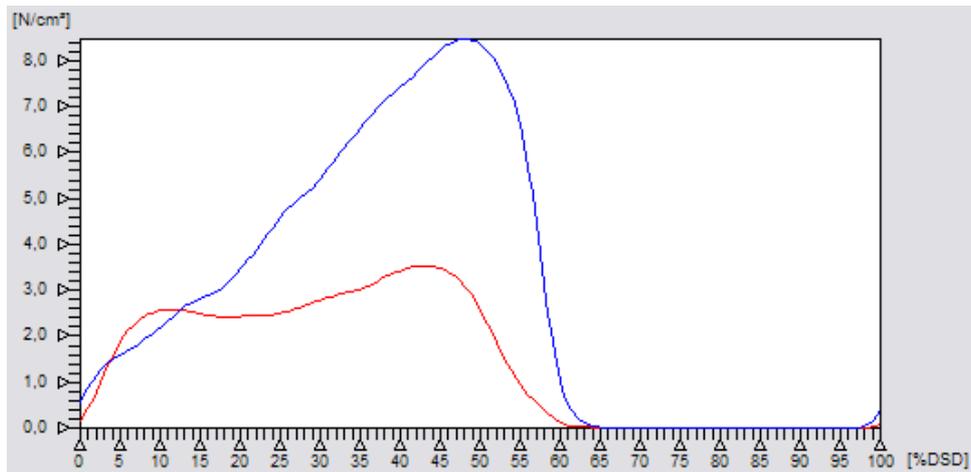


Abbildung 131: Phasenverschiebung des mittleren Schrittes von Proband 6, 1. Messung

2. Messung: Gehen auf dem Laufband mit 4% Steigung

| Symmetrie $\left(\frac{\text{Rechts}-\text{Links}}{\text{Rechts}+\text{Links}}\right) \cdot 100\%$ | | | |
|--|-------|----|------|
| | Ist | | Soll |
| Standphasendauer [%] | -0,8 | ≈ | 0,0 |
| Effektive Fußlänge [%] | 14,1 | >> | 0,0 |
| Belastung Vorfuß [%] | -19,2 | < | 0,0 |
| Belastung Mittelfuß [%] | -34,7 | << | 0,0 |
| Belastung Ferse [%] | 57,6 | >> | 0,0 |
| Belastung Außen [%] | 2,4 | ≈ | 0,0 |
| Belastung Innen [%] | -27,5 | << | 0,0 |
| Belastung Gesamt [%] | -10,1 | < | 0,0 |

Abbildung 132: Symmetrieparameter von Proband 6, 2. Messung

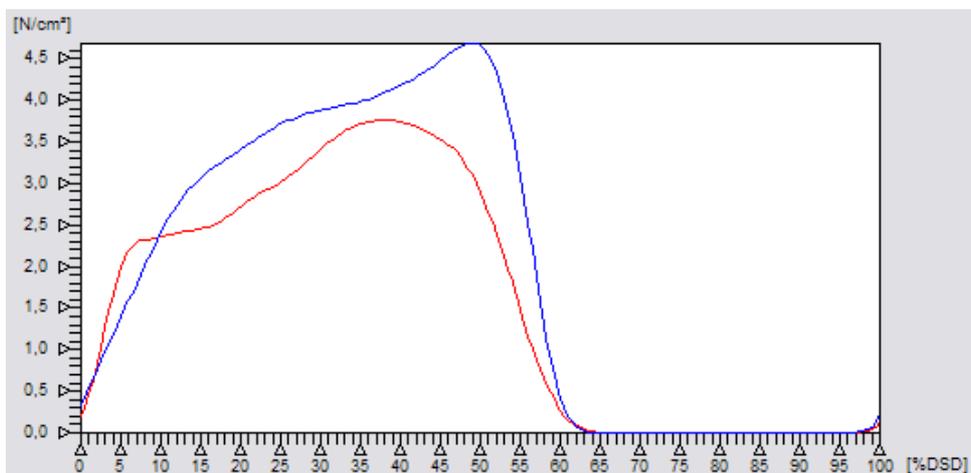


Abbildung 133: Phasenverschiebung des mittleren Schrittes von Proband 6, 2. Messung

3. Messung: Gehen auf dem Laufband mit 4% Neigung

| Symmetrie $((\text{Rechts}-\text{Links})/(\text{Rechts}+\text{Links}) \cdot 100\%)$ | | | |
|---|-------|----|------|
| | Ist | | Soll |
| Standphasendauer [%] | 1,7 | > | 0,0 |
| Effektive Fußlänge [%] | 15,5 | >> | 0,0 |
| Belastung Vorfuß [%] | -28,1 | << | 0,0 |
| Belastung Mittelfuß [%] | -86,4 | << | 0,0 |
| Belastung Ferse [%] | 50,9 | >> | 0,0 |
| Belastung Außen [%] | -26,0 | << | 0,0 |
| Belastung Innen [%] | -14,3 | < | 0,0 |
| Belastung Gesamt [%] | -22,0 | << | 0,0 |

Abbildung 134: Symmetrieparameter von Proband 6, 3. Messung

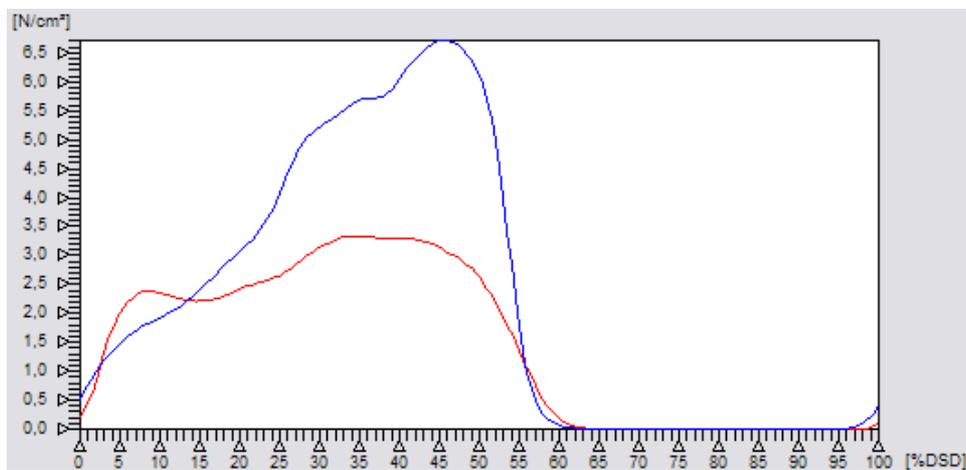


Abbildung 135: Phasenverschiebung des mittleren Schrittes von Proband 6, 3. Messung

- Zur Standardabweichung
(entfällt bei 1. Messung)

2. Messung: Gehen auf dem Laufband mit 4% Steigung

| Streuung der Einzelschritte (rel. Standardabweichung [%]) | | | | | | |
|---|-------|---|------|--------|------|------|
| | Ist | | Soll | | Soll | |
| Doppelschrittdauer | 4,2 | ≈ | 3,1 | | | |
| | Links | | | Rechts | | |
| | Ist | | Soll | Ist | | Soll |
| Standphasendauer | 5,2 | ≈ | 5,0 | 5,0 | ≈ | 5,0 |

Abbildung 136: Standardabweichungen von Proband 6, 2. Messung

3. Messung: Gehen auf dem Laufband mit 4% Neigung

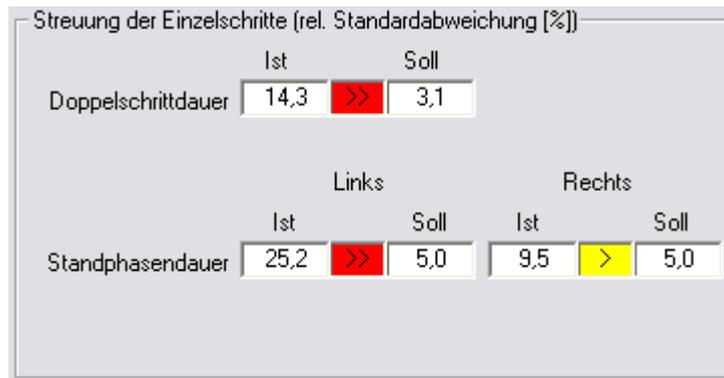


Abbildung 137: Standardabweichungen von Proband 6, 3. Messung

Zyklogramme der einzelnen ProbandInnen

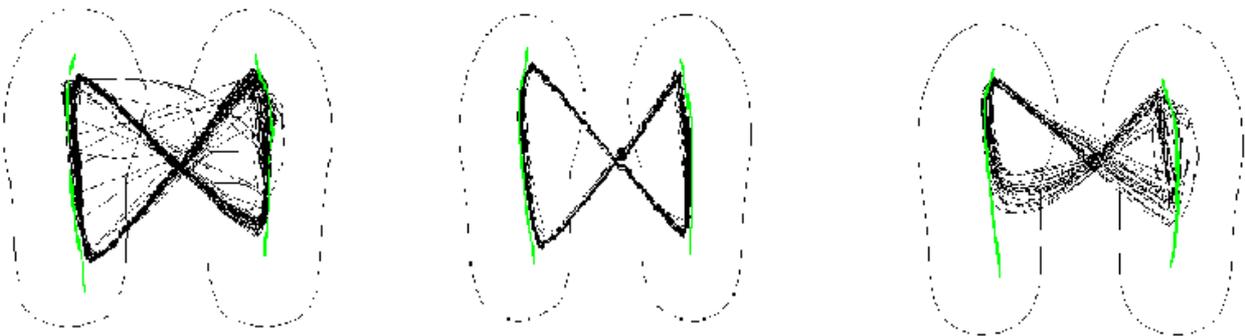


Abbildung 138: Zyklogramme von Proband 1

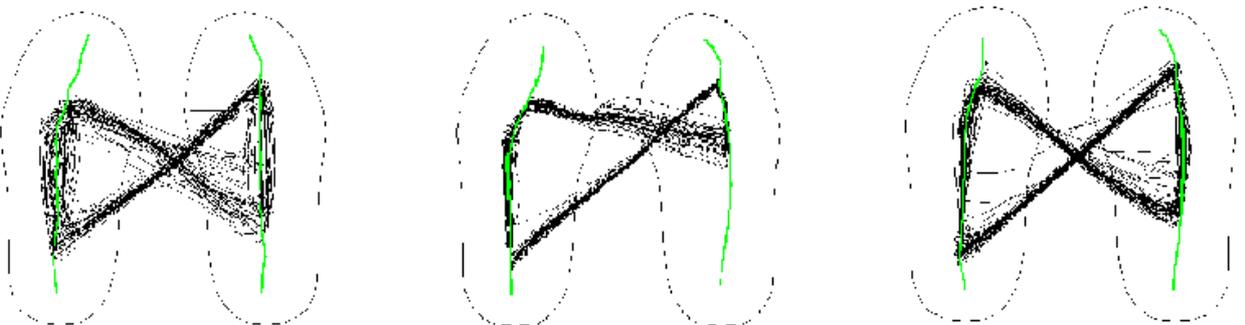


Abbildung 139: Zyklogramme von Proband 2

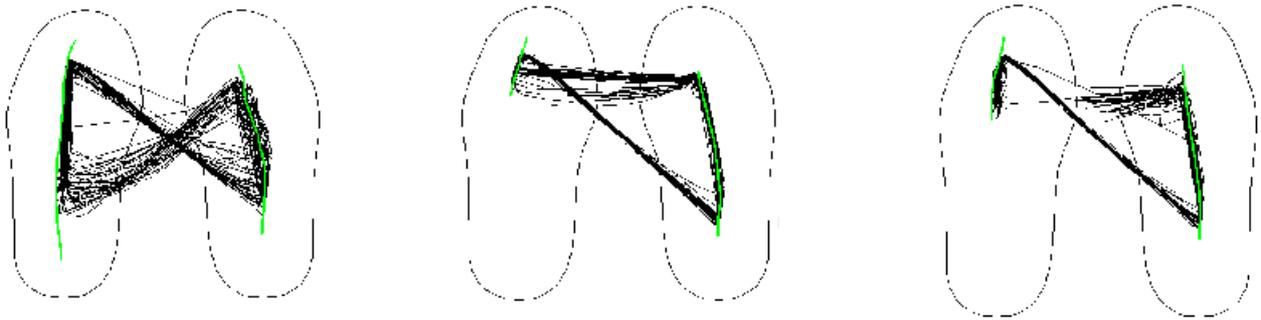


Abbildung 140: Zyklogramme von Probandin 3

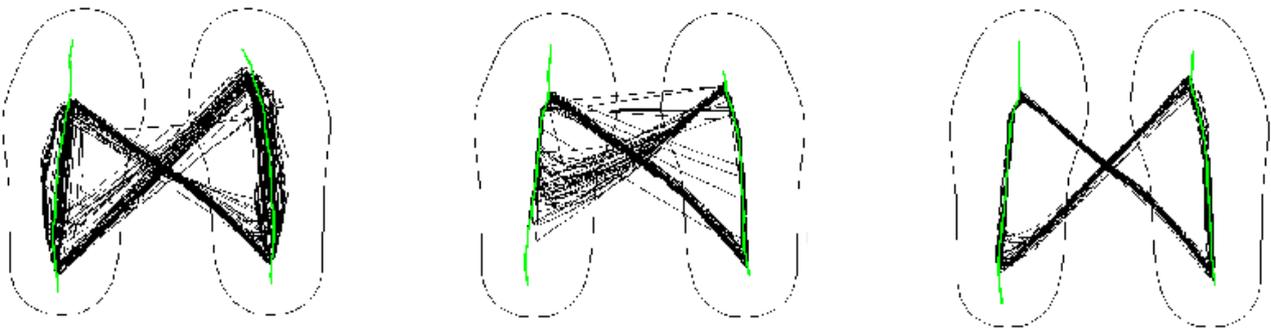


Abbildung 141: Zyklogramme von Proband 4

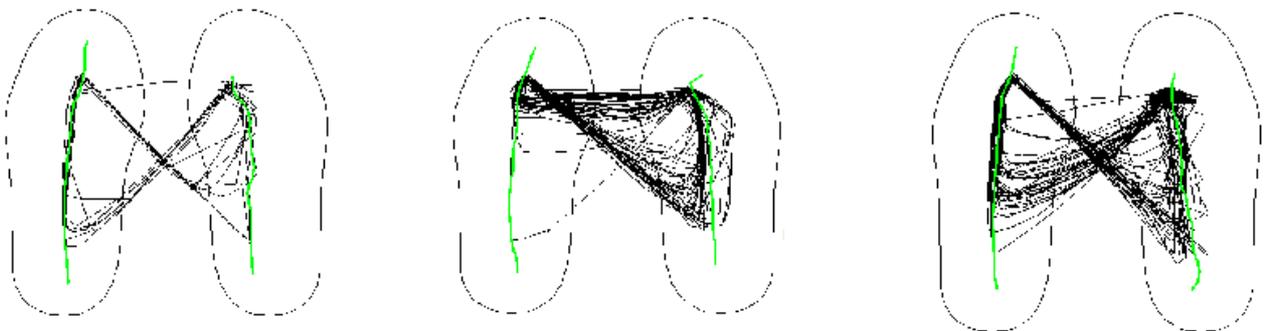


Abbildung 142: Zyklogramme von Proband 5

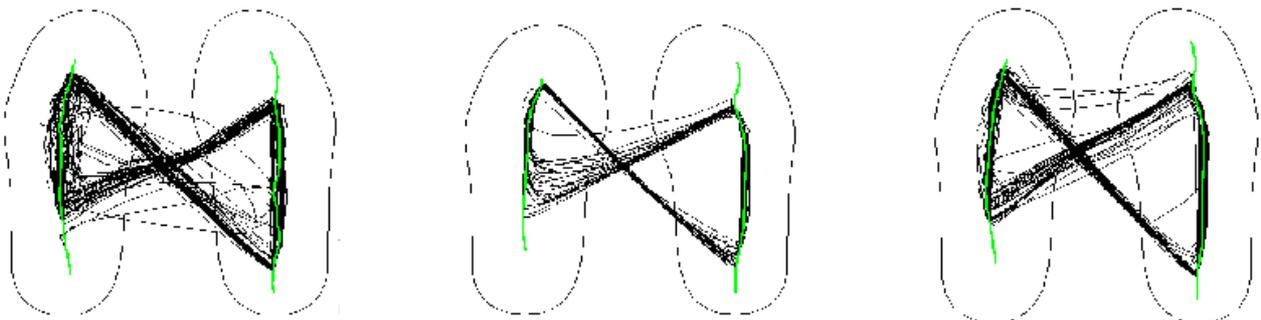


Abbildung 143: Zyklogramme von Proband 6

11.2. PatientInnenfragebogen zur Entwicklung und Anwendung der Endo-Exo-Femurprothese

- 1.) Grad der sportlichen Aktivität vor Amputation:
- 2.) soziales/familiäres Umfeld vor Amputation:
- 3.) Datum und Art des Unfalls/ der Erkrankung mit Folge der Oberschenkelamputation(Erstereignis,-diagnose):
- 4.) Krankheitsverlauf/operative Eingriffe:
- 5.) Beginn und Verlauf der med. Rehabilitation/Art der prothetischen Versorgung/Hilfsmittel/Grad der Aktivität:
- 6.) Entwicklung des Körpergewichts vor und nach Amputation:
- 7.) soziale und berufliche Rehabilitation/Berentung/Schwerbehinderung/Umschulung:
- 8.) Probleme/Beschwerden nach konventioneller Prothesenversorgung:
- 9.) Probleme/Beschwerden mit der Endo-Exo-Femurprothese:
- 10.) Vorteile der Endo-Exo-Femurprothese:

Detailfragen:

- 11.) Sind Sie in der Lage einen PKW zu führen?
- 12.) Wie lang ist Ihre Gehstrecke, zeitliche Dauer der Belastbarkeit?
- 13.) Sind Sie in der Lage im Dunkeln zu gehen, haben Sie dabei eine Vorstellung von der Bodenbeschaffenheit?
- 14.) Können Sie Bodenbeschaffenheiten erspüren und ausbalancieren?
- 15.) Stürzen Sie häufig?
- 16.) Was spüren Sie bei der Pflege des Exomodules und Mittelteiles bzw beim Adapterwechsel?
- 17.) Haben Sie Phantomschmerzen? Haben sich diese vor und nach Implantation der EEFP verändert? Wo würden Sie diese auf einer Schmerzskala von 1 – 10 ansiedeln?
- 18.) Können Sie beim Treppensteigen beide Beine alternierend belasten?
- 19.) Ist das Begehen von Leitern möglich?
- 20.) Können sie Radfahren?
- 21.) Treiben sie Sport? Welchen?

11.3. Tabellenverzeichnis

| | |
|--|----|
| Tabelle 1: Studien zu Ganganalysen nach transfemorale Amputation..... | 22 |
| Tabelle 2: ProbandInnen Daten | 31 |
| Tabelle 3: Ergebnisse der Fragebögen | 31 |
| Tabelle 4: Restfemurlänge der ProbandInnen..... | 32 |
| Tabelle 5: Dauer des Prothesengebrauchs zum Zeitpunkt der Messung..... | 32 |
| Tabelle 6: Geschwindigkeitsbereiche für ProbandInnen mit unauffälligem Gangbild aus Hegewald [10]..... | 38 |
| Tabelle 7: Geschwindigkeitsbereiche für ProbandInnen mit Beeinträchtigungen aus Hegewald [10] | 38 |
| Tabelle 8: relative Geschwindigkeit bei den einzelnen Messungen von Proband 3..... | 55 |
| Tabelle 9: Gangsicherheit von Proband 2..... | 56 |
| Tabelle 10: Gangbild von Proband 2..... | 57 |
| Tabelle 11: Streuung der Einzelschritte von Proband 2..... | 58 |
| Tabelle 12: relative Geschwindigkeit bei den einzelnen Messungen von Probandin 3..... | 59 |
| Tabelle 13: Gangsicherheit von Probandin 3..... | 60 |
| Tabelle 14: Gangbild von Probandin 3..... | 61 |
| Tabelle 15: Streuung der Einzelschritte von Probandin 3..... | 62 |
| Tabelle 16: Die relative Geschwindigkeit bei den einzelnen Messungen von Proband 4..... | 63 |
| Tabelle 17: Gangsicherheit von Proband 4..... | 64 |
| Tabelle 18: Gangbild von Proband 4..... | 65 |
| Tabelle 19: Streuung der Einzelschritte von Proband 4..... | 66 |
| Tabelle 20: Die relative Geschwindigkeit bei den einzelnen Messungen von Proband 5..... | 67 |
| Tabelle 21: Gangsicherheit von Proband 5..... | 68 |
| Tabelle 22: Gangbild von Proband 5..... | 69 |
| Tabelle 23: Streuung der Einzelschritte von Proband 5..... | 70 |
| Tabelle 24: Die relative Geschwindigkeit bei den einzelnen Messungen von Proband 6..... | 71 |
| Tabelle 25: Gangsicherheit von Proband 6..... | 72 |
| Tabelle 26: Gangbild von Proband 6..... | 73 |
| Tabelle 27: Streuung der Einzelschritte von Proband 6..... | 74 |
| Tabelle 28: Auswertung der relativen Geschwindigkeit von Proband 2..... | 83 |
| Tabelle 29: Auswertung der Gangsicherheit von Proband 2..... | 83 |

| | |
|---|-----|
| Tabelle 30: Auswertung des Gangbildes von Proband 2..... | 85 |
| Tabelle 31: Auswertung der relativen Geschwindigkeit von Probandin 3..... | 86 |
| Tabelle 32: Auswertung der Gangsicherheit von Probandin 3..... | 86 |
| Tabelle 33: Auswertung des Gangbildes von Probandin 3..... | 88 |
| Tabelle 34: Auswertung der relativen Geschwindigkeit von Proband 4..... | 89 |
| Tabelle 35: Auswertung der Gangsicherheit von Proband 4..... | 90 |
| Tabelle 36: Auswertung des Gangbildes von Proband 4..... | 91 |
| Tabelle 37: Auswertung der relativen Geschwindigkeit von Proband 5..... | 92 |
| Tabelle 38: Auswertung der Gangsicherheit von Proband 5..... | 93 |
| Tabelle 39: Auswertung des Gangbildes von Proband 5..... | 94 |
| Tabelle 40: Auswertung der relativen Geschwindigkeit von Proband 6..... | 95 |
| Tabelle 41: Auswertung der Gangsicherheit von Proband 6..... | 95 |
| Tabelle 42: Auswertung des Gangbildes von Proband 6..... | 96 |
| Tabelle 43: Aussagen der zu vergleichenden Literaturangaben..... | 99 |
| Tabelle 44: Restfemurlänge (absolut und relativ) sowie absolute Geschwindigkeit der ProbandInnen | 101 |
| Tabelle 45: Vergleich der Ganggeschwindigkeit zu einer Gruppe gangunauffälliger Personen..... | 103 |
| Tabelle 46: absolute Geschwindigkeit der 1., 2. und 3. Messung [km/h]..... | 104 |
| Tabelle 47: Vergleich der Ganggeschwindigkeit zu einer Gruppe körperlich beeinträchtigter Personen..... | 105 |
| Tabelle 48: Gangsicherheit der ProbandInnen..... | 107 |
| Tabelle 49: Bahnsymmetrie im Zyklogramm der ProbandInnen..... | 109 |
| Tabelle 50: Gangbild der ProbandInnen..... | 111 |
| Tabelle 51: Gangunregelmäßigkeiten der ProbandInnen..... | 112 |
| Tabelle 52: Die Aussagen von Hegewald [10] geprüft anhand der Ergebnisse der 1., 2. und 3. Messung..... | 113 |
| Tabelle 53: Tabelle 51: Die Aussage von Jaegers et al. [20] geprüft anhand der Ergebnisse der 1., 2. und 3. Messung..... | 114 |

11.4. Abbildungsverzeichnis

| | |
|---|----|
| Abbildung 1: Bahnen des Körperschwerpunktes nach Inman et al. [6]..... | 12 |
| Abbildung 2: Phasen des Gangzyklus (rechtes Bein, von lateral aus gesehen) nach Götz-Neumann [9]..... | 13 |
| Abbildung 3: Die einzelnen Komponenten der EEFP..... | 25 |
| Abbildung 4: Das medilogic Fußdruckmesssystem..... | 34 |
| Abbildung 5: Belastungen während eines (mittleren) Doppelschrittes..... | 36 |
| Abbildung 6: Druckimpuls der Sohlenbereiche bei einem gangunauffälligen Probanden..... | 40 |
| Abbildung 7: mittlerer Schritt mit Phasenverschiebung bei gangunauffälligem Probanden..... | 42 |
| Abbildung 8: Ganglinien und Zycklogramm bei einem gangunauffälligem Probanden..... | 42 |
| Abbildung 9: freies Gehen in der Ebene..... | 45 |
| Abbildung 10: Gehen auf dem Laufband mit Neigung..... | 46 |
| Abbildung 11: mittlerer Schritt von Proband 1, 1. Messung..... | 47 |
| Abbildung 12: Parameter zur Gangsicherheit von Proband 1, 1. Messung..... | 48 |
| Abbildung 13: Verlauf der Druckimpulse von Proband 1, 1. Messung..... | 48 |
| Abbildung 14: Symmetrieparameter von Proband 1, 1. Messung..... | 49 |
| Abbildung 15: Phasenverschiebung des mittleren Schrittes von Proband 1, 1. Messung..... | 49 |
| Abbildung 16: Ganglinien und Zycklogramm von Proband 1, 1. Messung..... | 49 |
| Abbildung 17: mittlerer Schritt von Proband 1, 2. Messung..... | 50 |
| Abbildung 18: Verlauf der Druckimpulse von Proband 1, 2. Messung..... | 51 |
| Abbildung 19: Ganglinien und Zycklogramm von Proband 1, 2. Messung..... | 52 |
| Abbildung 20: mittlerer Schritt von Proband 1, 3. Messung..... | 53 |
| Abbildung 21: Verlauf der Druckimpulse von Proband 1, 3. Messung..... | 53 |
| Abbildung 22: Ganglinien und Zycklogramm von Proband 1, 3. Messung..... | 54 |
| Abbildung 23: mittlerer Schritt von Proband 2, 1. Messung..... | 55 |
| Abbildung 24: mittlerer Schritt von Proband 2, 2. Messung..... | 55 |
| Abbildung 25: mittlerer Schritt von Proband 2, 3. Messung..... | 55 |
| Abbildung 26: Verlauf der Druckimpulse von Proband 2, 1. Messung..... | 56 |
| Abbildung 27: Verlauf der Druckimpulse von Proband 2, 2. Messung..... | 56 |
| Abbildung 28: Verlauf der Druckimpulse von Proband 2, 3. Messung..... | 56 |
| Abbildung 29: Ganglinien und Zycklogramm von Proband 2, 1. Messung..... | 57 |
| Abbildung 30: Ganglinien und Zycklogramm von Proband 2, 2. Messung..... | 57 |

| | |
|--|----|
| Abbildung 31: Ganglinien und Zyklogramm von Proband 2, 3. Messung..... | 58 |
| Abbildung 32: mittlerer Schritt von Probandin 3, 1. Messung..... | 59 |
| Abbildung 33: mittlerer Schritt von Probandin 3, 2. Messung..... | 59 |
| Abbildung 34: mittlerer Schritt von Probandin 3, 3. Messung..... | 59 |
| Abbildung 35: Verlauf der Druckimpulse von Probandin 3, 1. Messung..... | 60 |
| Abbildung 36: Verlauf der Druckimpulse von Probandin 3, 2. Messung..... | 60 |
| Abbildung 37: Verlauf der Druckimpulse von Probandin 3, 3. Messung..... | 60 |
| Abbildung 38: Ganglinien und Zyklogramm von Probandin 3, 1. Messung..... | 61 |
| Abbildung 39: Ganglinien und Zyklogramm von Probandin 3, 2. Messung..... | 61 |
| Abbildung 40: Ganglinien und Zyklogramm von Probandin 3, 3. Messung..... | 62 |
| Abbildung 41: mittlerer Schritt von Proband 4, 1. Messung..... | 63 |
| Abbildung 42: mittlerer Schritt von Proband 4, 2. Messung..... | 63 |
| Abbildung 43: mittlerer Schritt von Proband 4, 3. Messung..... | 63 |
| Abbildung 44: Verlauf der Druckimpulse von Proband 4, 1. Messung..... | 64 |
| Abbildung 45: Verlauf der Druckimpulse bei Proband 4, 2. Messung..... | 64 |
| Abbildung 46: Verlauf der Druckimpulse bei Proband 4, 3. Messung..... | 64 |
| Abbildung 47: Ganglinien und Zyklogramm von Proband 4, 1. Messung..... | 65 |
| Abbildung 48: Ganglinien und Zyklogramm von Proband 4, 2. Messung..... | 65 |
| Abbildung 49: Ganglinien und Zyklogramm von Proband 4, 3. Messung..... | 66 |
| Abbildung 50: mittlerer Schritt von Proband 5, 1. Messung..... | 67 |
| Abbildung 51: mittlerer Schritt von Proband 5, 2. Messung..... | 67 |
| Abbildung 52: mittlerer Schritt von Proband 5, 3. Messung..... | 67 |
| Abbildung 53: Verlauf der Druckimpulse von Proband 5, 1. Messung..... | 68 |
| Abbildung 54: Verlauf des Druckimpulses von Proband 5, 2. Messung..... | 68 |
| Abbildung 55: Verlauf der Druckimpulse von Proband 5, 3. Messung..... | 68 |
| Abbildung 56: Ganglinien und Zyklogramm von Proband 5, 1. Messung..... | 69 |
| Abbildung 57: Ganglinien und Zyklogramm von Proband 5, 2. Messung..... | 69 |
| Abbildung 58: Ganglinien und Zyklogramm von Proband 5, 3. Messung..... | 70 |
| Abbildung 59: mittlerer Schritt von Proband 6, 1. Messung..... | 71 |
| Abbildung 60: mittlerer Schritt von Proband 6, 2. Messung..... | 71 |
| Abbildung 61: mittlerer Schritt von Proband 6, 3. Messung..... | 71 |
| Abbildung 62: Verlauf der Druckimpulse von Proband 6, 1. Messung..... | 72 |
| Abbildung 63: Verlauf der Druckimpulse von Proband 6, 2. Messung..... | 72 |
| Abbildung 64: Verlauf der Druckimpulse von Proband 6, 3. Messung..... | 72 |

| | |
|---|-----|
| Abbildung 65: Ganglinien und Zyklogramm von Proband 6, 1. Messung..... | 73 |
| Abbildung 66: Ganglinien und Zyklogramm von Proband 6, 2. Messung..... | 73 |
| Abbildung 67: Ganglinien und Zyklogramm von Proband 6, 3. Messung..... | 74 |
| Abbildung 68: die absolute Geschwindigkeit aufgetragen gegen die Restfemurlänge..... | 102 |
| Abbildung 69: die absolute Geschwindigkeit aufgetragen gegen die relative Restfemurlänge..... | 102 |
| Abbildung 70: die Geschwindigkeit aufgetragen gegen die vergangene Zeit seit der Versorgung. | 106 |
| Abbildung 71: die Gangsicherheit aufgetragen gegen die relative Restfemurlänge..... | 107 |
| Abbildung 72: Die Gangsicherheit aufgetragen gegen die vergangene Zeit seit der Versorgung... | 108 |
| Abbildung 73: die Bahnsymmetrie im Zyklogramm aufgetragen gegen die relative Reststumpflänge | 110 |
| Abbildung 74: die Bahnsymmetrie im Zyklogramm aufgetragen gegen die vergangene Zeit seit der Versorgung..... | 110 |
| Abbildung 75: Parameter zur Gangsicherheit von Proband 1, 2. Messung..... | 128 |
| Abbildung 76: Symmetrieparameter von Proband 1, 2. Messung..... | 128 |
| Abbildung 77: Phasenverschiebung des mittleren Schrittes von Proband 1, 2. Messung..... | 129 |
| Abbildung 78: Standardabweichung von Proband 1, 2. Messung..... | 129 |
| Abbildung 79: Parameter zur Gangsicherheit von Proband 1, 3. Messung..... | 129 |
| Abbildung 80: Symmetrieparameter von Proband 1, 3. Messung..... | 130 |
| Abbildung 81: Phasenverschiebung des mittleren Schrittes von Proband 1, 3. Messung..... | 130 |
| Abbildung 82: Standardabweichung von Proband 1, 3. Messung..... | 130 |
| Abbildung 83: Parameter zur Gangsicherheit von Proband 2, 1. Messung..... | 131 |
| Abbildung 84: Parameter zur Gangsicherheit von Proband 2, 2. Messung..... | 131 |
| Abbildung 85: Parameter zur Gangsicherheit von Proband 2, 3. Messung..... | 131 |
| Abbildung 86: Symmetrieparameter von Proband 2, 1. Messung..... | 132 |
| Abbildung 87: Phasenverschiebung des mittleren Schrittes von Proband 2, 1. Messung..... | 132 |
| Abbildung 88: Symmetrieparameter von Proband 2, 2. Messung..... | 132 |
| Abbildung 89: Phasenverschiebung des mittleren Schrittes von Proband 2, 2. Messung..... | 133 |
| Abbildung 90: Symmetrieparameter von Proband 2, 3. Messung..... | 133 |
| Abbildung 91: Phasenverschiebung des mittleren Schrittes von Proband 2, 3. Messung..... | 133 |
| Abbildung 92: Standardabweichung von Proband 2, 2. Messung..... | 134 |
| Abbildung 93: Standardabweichung von Proband 2, 3. Messung..... | 134 |
| Abbildung 94: Parameter zur Gangsicherheit, Probandin 3, 1. Messung..... | 134 |
| Abbildung 95: Parameter zur Gangsicherheit von Probandin 3, 2. Messung..... | 135 |
| Abbildung 96: Parameter zur Gangsicherheit von Probandin 3, 3. Messung..... | 135 |

| | |
|--|-----|
| Abbildung 97: Symmetrieparameter von Probandin 3, 1. Messung..... | 135 |
| Abbildung 98: Phasenverschiebung des mittleren Schrittes von Probandin 3, 1. Messung..... | 136 |
| Abbildung 99: Symmetrieparameter von Probandin 3, 2. Messung..... | 136 |
| Abbildung 100: Phasenverschiebung des mittleren Schrittes von Probandin 3, 2. Messung..... | 136 |
| Abbildung 101: Symmetrieparameter von Probandin 3, 3. Messung..... | 137 |
| Abbildung 102: Phasenverschiebung des mittleren Schrittes von Probandin 3, 3. Messung..... | 137 |
| Abbildung 103: Standardabweichung von Probandin 3, 2. Messung..... | 137 |
| Abbildung 104: Standardabweichung von Probandin 3, 3. Messung..... | 138 |
| Abbildung 105: Parameter zur Gangsicherheit von Proband 4, 1. Messung..... | 138 |
| Abbildung 106: Parameter zur Gangsicherheit von Proband 4, 2. Messung..... | 138 |
| Abbildung 107: Parameter zur Gangsicherheit von Proband 4, 3. Messung..... | 139 |
| Abbildung 108: Symmetrieparameter von Proband 4, 1. Messung..... | 139 |
| Abbildung 109: Phasenverschiebung des mittleren Schrittes von Proband 4, 1. Messung..... | 139 |
| Abbildung 110: Symmetrieparameter von Proband 4, 2. Messung..... | 140 |
| Abbildung 111: Phasenverschiebung des mittleren Schrittes von Proband 4, 2. Messung..... | 140 |
| Abbildung 112: Symmetrieparameter von Proband 4, 3. Messung..... | 140 |
| Abbildung 113: Phasenverschiebung des mittleren Schrittes von Proband 4, 3. Messung..... | 141 |
| Abbildung 114: Standardabweichung von Proband 4, 2. Messung..... | 141 |
| Abbildung 115: Standardabweichung von Proband 4, 3. Messung..... | 141 |
| Abbildung 116: Parameter zur Gangsicherheit von Proband 5, 1. Messung..... | 142 |
| Abbildung 117: Parameter zur Gangsicherheit von Proband 5, 2. Messung..... | 142 |
| Abbildung 118: Parameter zur Gangsicherheit von Proband 5, 3. Messung..... | 142 |
| Abbildung 119: Symmetrieparameter von Proband 5, 1. Messung..... | 143 |
| Abbildung 120: Phasenverschiebung des mittleren Schrittes von Proband 5, 1. Messung..... | 143 |
| Abbildung 121: Symmetrieparameter von Proband 5, 2. Messung..... | 143 |
| Abbildung 122: Phasenverschiebung des mittleren Schrittes von Proband 5, 2. Messung..... | 144 |
| Abbildung 123: Symmetrieparameter von Proband 5, 3. Messung..... | 144 |
| Abbildung 124: Phasenverschiebung des mittleren Schrittes von Proband 5, 3. Messung..... | 144 |
| Abbildung 125: Standardabweichung von Proband 5, 2. Messung..... | 145 |
| Abbildung 126: Standardabweichung von Proband 5, 3. Messung..... | 145 |
| Abbildung 127: Parameter zur Gangsicherheit von Proband 6, 1. Messung..... | 145 |
| Abbildung 128: Parameter zur Gangsicherheit von Proband 6, 2. Messung..... | 146 |
| Abbildung 129: Parameter zur Gangsicherheit von Proband 6, 3. Messung..... | 146 |
| Abbildung 130: Symmetrieparameter von Proband 6, 1. Messung..... | 146 |

| | |
|--|-----|
| Abbildung 131: Phasenverschiebung des mittleren Schrittes von Proband 6, 1. Messung..... | 147 |
| Abbildung 132: Symmetrieparameter von Proband 6, 2. Messung..... | 147 |
| Abbildung 133: Phasenverschiebung des mittleren Schrittes von Proband 6, 2. Messung..... | 147 |
| Abbildung 134: Symmetrieparameter von Proband 6, 3. Messung..... | 148 |
| Abbildung 135: Phasenverschiebung des mittleren Schrittes von Proband 6, 3. Messung..... | 148 |
| Abbildung 136: Standardabweichungen von Proband 6, 2. Messung..... | 148 |
| Abbildung 137: Standardabweichungen von Proband 6, 3. Messung..... | 149 |
| Abbildung 138: Zyklogramme von Proband 1..... | 149 |
| Abbildung 139: Zyklogramme von Proband 2..... | 149 |
| Abbildung 140: Zyklogramme von Probandin 3..... | 150 |
| Abbildung 141: Zyklogramme von Proband 4..... | 150 |
| Abbildung 142: Zyklogramme von Proband 5..... | 150 |
| Abbildung 143: Zyklogramme von Proband 6..... | 150 |

Lebenslauf

Personalien

| | |
|----------------------------------|--|
| Name / Vorname | Juhnke, Dora-Lisa |
| Geburtsdatum und -ort | 11.08.1981 in Hildesheim |
| Derzeitige Tätigkeit | Assistenzärztin für Chirurgie in der Ev. Elisabeth Klinik Berlin |
| Staatsangehörigkeit | deutsch |
| Familienstand | ledig |
| Name und Beruf der Eltern | Mignon Aschoff, Erzieherin Dr. Horst Aschoff, Chefarzt für Plastische, Hand- und Rekonstruktive Chirurgie der Sana Kliniken Lübeck GmbH |

Hochschulstudium

| | |
|------------------------------|---|
| 05 / 2009 | Bestehen der Ärztlichen Prüfung, Note: 2 |
| 09 / 2002 – 07 / 2009 | Studium der Humanmedizin an der FU und Charité Berlin |
| 09 / 2001 – 07 / 2002 | Studium der Philosophie und Geschichte an der TU Berlin |

Studienbegleitende

Tätigkeiten

| | |
|------------------------------|--|
| 04 – 05 / 2006 | zweiwöchiger Auslandseinsatz von INTERPLAST-Germany: Chirurgieassistenz mit Schwerpunkt MKG in Linzhou, Tibet |
| 12 / 2005 – 01 / 2006 | 14tägige Chirurgieassistenz im Rahmen von INTERPLAST-Germany im Disktrikt Krankenhaus von Duong Dong auf Phu Quoc, Vietnam |
| 05 – 06 / 2005 | zweiwöchiger Auslandseinsatz von INTERPLAST-Germany: Anästhesie- und Chirurgieassistenz in Lhasa, Tibet |

08 / 2003

Mitarbeit in einem Ärzteteam von INTERPLAST-Germany im Maywandkrankenhaus in Kabul, Afghanistan

02 – 03 / 2003

Arbeit in einem Waisenhaus in Kabul, Afghanistan, unterstützt vom Deutschen Akademischen Austauschdienst (DAAD)

Praktisches Jahr

10 / 20098 – 02 / 2009

Urologie in der Charité Campus Benjamin Franklin, Berlin

06 / 2008 – 10 / 2008

Innere Medizin im Vivantes Klinikum Neukölln, Berlin

02 / 2008 – 06 / 2008

Chirurgie im Hadassah Ein Kerem University Hospital in Jerusalem, Israel

Famulaturen

08 – 09 / 2007

Urologische Gemeinschaftspraxis von Dr. med. Christian Juhnke und Bernd Möhler in 12169 Berlin

09 / 2006

Sana-Klinikum zu Lübeck, Viszeralchirurgie

09 / 2005

Krankenhaus Hietzing zu Wien, Kardiochirurgie

02 – 03 / 2005

Mayday Hospital London, Orthopädie und Traumatologie

Krankenpflege- praktikum

07 – 08 / 2002

Klinikum am Urban in Berlin, Abteilung für Urologie

Allgemeine

Hochschulreife

08 / 1998 – 07 / 1999

Austauschjahr in Iowa, USA - Besuch der Tripoli High-School

09 / 1992 – 06 / 2001

Oberschule zum Dom in Lübeck (Gymnasium)