

Aus dem Universitätsklinikum Münster
Klinik und Poliklinik für Technische Orthopädie
und Rehabilitation

Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. H.H. Wetz

Gehgeschwindigkeit von einseitig Oberschenkelamputierten Prothesenträgern:
Retrospektive Analyse zur Normwertdefinition

INAUGURAL – DISSERTATION

zur

Erlangung des doctor medicinae

der Medizinischen Fakultät

der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster

vorgelegt von Schön, Lena Christina

aus Bielefeld

2014

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

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

1. Berichterstatter: Univ.-Prof. Dr. med. H.H. Wetz

2. Berichterstatter: Prof. em. Dr. rer. nat. B. Drerup

Tag der mündlichen Prüfung: 11.02.2014

Aus dem Universitätsklinikum Münster
Klinik und Poliklinik für Technische Orthopädie und Rehabilitation
Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. H.H. Wetz
Referent: Univ.-Prof. Dr. med. H.H. Wetz
Koreferent: Prof. em. Dr. rer. nat. B. Drerup

Zusammenfassung:

Gehgeschwindigkeit von einseitig Oberschenkelamputierten Prothesenträgern:

Retrospektive Analyse zur Normwertdefinition

Schön, Lena Christina

Bei der vorliegenden Arbeit handelt es sich um eine retrospektive Auswertung von Patientendaten, die in den Jahren 2001 bis 2010 in der Klinischen Prüfstelle für orthopädische Hilfsmittel an der Klinik für Technische Orthopädie und Rehabilitation der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster im Rahmen von drei verschiedenen Studien erhoben worden waren. Das betrachtete Patientenkollektiv besteht aus 58 einseitig Oberschenkelamputierten, bei denen mittels GaitRite System verschiedene Gangparameter gemessen wurden.

Ziel dieser Arbeit ist die Erhebung von Normwerten für die durchschnittliche selbstgewählte sowie maximale Gehgeschwindigkeit von einseitig Oberschenkelamputierten Patienten. Diese wurden für das gesamte Patientenkollektiv wie auch in Abhängigkeit von Alter, Geschlecht, Amputationsursache, -höhe und prothetischer Versorgung ermittelt.

Im Durchschnitt liefen die 58 einseitig Oberschenkelamputierten Patienten mit einer normalen Gehgeschwindigkeit von 86 cm/s und einer maximalen Geschwindigkeit von 113 cm/s. Die Normwerte für die durchschnittlichen selbstgewählten und maximalen Gehgeschwindigkeiten in Abhängigkeit von Alter, Geschlecht, Amputationsursache und -höhe sowie der prothetischen Versorgung sind dem Ergebnisteil dieser Arbeit zu entnehmen. Männliche und jüngere Probanden erreichten im Durchschnitt signifikant höhere Gehgeschwindigkeiten als weibliche bzw. ältere Probanden. Auch die Amputationsursache zeigte signifikante Auswirkungen auf die durchschnittliche Gehgeschwindigkeit: Tumorbedingt Amputierte liefen am schnellsten. Die Amputationshöhe wies einen signifikanten Einfluss auf die durchschnittliche selbstgewählte und maximale Gehgeschwindigkeit auf: Die höchsten Geschwindigkeiten zeigten die Amputierten mit Knieexartikulation. Ferner erreichten die Patienten durchschnittlich signifikant höhere Gehgeschwindigkeiten mit elektronischer Kniepassteilversorgung als mit mechanischer.

Tag der mündlichen Prüfung: 11.02.2014

Abkürzungsverzeichnis

C-Leg	computerized leg
n	Stichprobenumfang
SACH	solid ankle cushion heel
v	velocity = Gehgeschwindigkeit
v normal	durchschnittliche normale/selbstgewählte Gehgeschwindigkeit
v schnell	durchschnittliche maximale Gehgeschwindigkeit
v minimal	minimale Durchschnittsgeschwindigkeit
v maximal	maximale Durchschnittsgeschwindigkeit

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	II
Inhaltsverzeichnis	I
1 Einleitung.....	1
2 Grundlagen	3
2.1 Das physiologische Gangbild	3
2.2 Gangbild des Oberschenkelamputierten.....	5
2.3 Schrittanalyse.....	6
2.4 Prothesenversorgung	8
2.4.1 Prothesenaufbau.....	10
2.4.1.1 Schaftform	12
2.4.1.2 Prothesenfuß	13
2.4.1.3 Kniepassteile.....	13
3 Patienten und Methodik.....	17
3.1 Studienbeschreibung.....	17
3.2 Patientenauswahl	19
3.3 Datenauswertung	21
4 Ergebnisse.....	24
4.1 Beschreibung des Patientenkollektivs	24
4.1.1 Struktur der Patienten	24
4.1.2 Geschlechterverteilung, Altersstruktur und Amputationszeit	24
4.1.3 Seitenlokalisation.....	25
4.1.4 Amputationsursache	26
4.1.5 Stumpflänge.....	27
4.1.6 Art der prothetischen Versorgung	27
4.2 Auswertung der kinematischen Daten.....	29

4.2.1	Gehgeschwindigkeit des gesamten Kollektivs	29
4.2.2	Gehgeschwindigkeit in Abhängigkeit vom Alter und Geschlecht	31
4.2.3	Gehgeschwindigkeit in Abhängigkeit von der Amputationsursache	34
4.2.4	Gehgeschwindigkeit in Abhängigkeit von der Stumpflänge.....	36
4.2.5	Gehgeschwindigkeit für mechanische versus elektronische Kniepassteile	37
4.2.6	Gehgeschwindigkeit für verschiedene elektronische Kniepassteile.....	39
5	Diskussion	41
5.1	Diskussion der Basisdaten	41
5.1.1	Geschlecht und Alter	41
5.1.2	Seitenlokalisation.....	44
5.1.3	Amputationsursache	45
5.1.4	Stumpflänge.....	46
5.2	Kinematische Parameter	49
5.2.1	Gehgeschwindigkeit des gesamten Patientenkollektivs	49
5.2.2	Gehgeschwindigkeit in Abhängigkeit von Alter und Geschlecht	55
5.2.3	Gehgeschwindigkeit in Abhängigkeit von der Amputationsursache	60
5.2.4	Gehgeschwindigkeit in Abhängigkeit von der Stumpflänge.....	64
5.2.5	Gehgeschwindigkeit in Abhängigkeit von der prothetischen Versorgung.	67
6	Zusammenfassung	72
7	Literaturverzeichnis	75
	Abbildungsverzeichnis	81
	Tabellenverzeichnis	82
	Danksagung	84

1 Einleitung

Zentrale Zielsetzung dieser Arbeit ist die Ermittlung von Normwerten für die selbstgewählte normale und maximale Gehgeschwindigkeit einseitig Oberschenkelamputierter Probanden wie auch die Untersuchung möglicher Einflussfaktoren. Wie schnell laufen unilateral Oberschenkelamputierte durchschnittlich und welchen Einfluss haben hierbei Alter, Geschlecht, Amputationshöhe, Amputationsursache und Art der Prothesenversorgung?

Da in der einschlägigen Literatur bislang keine Normwerte für die durchschnittliche Gehgeschwindigkeit des beschriebenen Kollektivs vorliegen, soll diese Fragestellung detailliert beleuchtet werden.

Die Gehgeschwindigkeit gilt gemeinhin als valides, praktisches Messinstrument für die Mobilität (50) und ist somit als Messparameter an sich wertvoll bzw. eine betrachtungswerte Größe. Gleichmaßen kann die Gehgeschwindigkeit aber auch als Surrogatparameter angesehen werden, d.h. sie steht stellvertretend für wichtige Endpunkte. Norm- bzw. Richtwerte für die Gehgeschwindigkeit von einseitig Oberschenkelamputierten ermöglichen beispielsweise eine klarere Definition des realistischen Rehabilitationszieles wie auch eine bessere Einschätzung des Behandlungserfolges eines Patienten.

Betrachtet man die technischen Fortschritte auf dem Gebiet des Prothesenbaus, die bei den Oberschenkelprothesen vor allem durch die Entwicklung von mikroprozessorgesteuerten Kniepassteilen charakterisiert sind, so scheint es ebenfalls sinnvoll, sich mit den Aus- bzw. Zusagen der Hersteller auseinanderzusetzen. Gerade in Zeiten des Kostendruckes und der begrenzten Ressourcen ist es von zentraler Bedeutung, diese richtig und zielführend einzusetzen. Den Herstellerangaben und zahlreichen Studien zufolge (4,56,59) erzielen Oberschenkelamputierte Patienten höhere Gehgeschwindigkeiten mit dem C-Leg. Es stellt sich also die Frage, wieviel schneller einseitig Oberschenkelamputierte Patienten mit elektronischen Kniepassteilen im Vergleich zu den herkömmlichen mechanischen Prothesen tatsächlich laufen.

Welche Normwerte für die durchschnittliche selbstgewählte als auch maximale Gehgeschwindigkeit können ermittelt werden und welche Parameter nehmen Einfluss auf diese?

2 Grundlagen

2.1 Das physiologische Gangbild

Als Gangbild bezeichnet man das Zusammenwirken von Segmentbewegungen der Extremitäten bei der Fortbewegung. Ein normales Gangbild ist durch koordinierte und harmonische Segmentbewegungen der Extremitäten charakterisiert. Für eine wissenschaftliche Beschreibung von Gangparametern und Schrittmustern ist es von Bedeutung, diese „normalen“ Gangcharakteristika genauer zu definieren, damit diese von pathologischen abgegrenzt werden können. Dass der Übergang zwischen physiologischem und pathologischem Gangbild fließend und teils nicht eindeutig ist, verdeutlicht auch Horvath in seiner Diskussion über die Frage, ob es einen „normalen“ Gang überhaupt gibt (28). Mittlerweile hat eine große Anzahl von unterschiedlichen Gangstudien bewiesen, dass dennoch Gemeinsamkeiten auftreten, welche das normale Gangbild bestimmen (35).

Whittle beschreibt beispielsweise vier Aufgaben, ohne die es einem Menschen nicht möglich wäre, eigenständig ohne Hilfsmittel zu gehen (66):

1. Jedes Bein muss das gesamte Körpergewicht tragen können
2. Die Balance muss im Einbeinstand gehalten werden können
3. Das schwingende Bein muss in der Lage sein, eine Position zu erreichen, die eine stützende Funktion ausübt
4. Um die Bewegung durchführen zu können, muss ausreichend Kraft vorhanden sein

Weiterhin lässt sich der Gangzyklus des menschlichen Ganges in Standphase und Schwungphase einteilen. Die Standphase beschreibt das Zeitintervall, in dem der Fuß den Boden berührt und wird durch den initialen Bodenkontakt eingeleitet. Die Schwungphase wiederum beginnt mit dem Abheben der Zehen vom Boden und beschreibt die Phase des Gangzyklus ohne Bodenkontakt.

Die Standphase lässt sich weiterhin in drei Phasen einteilen. In der ersten, als bipedale initiale Standphase bezeichnet, berühren beide Füße gleichzeitig den Boden. In der darauffolgenden Phase wird das Gewicht durch Anheben des kontralateralen Beines komplett auf das eine Standbein verlagert. Mit dem Bodenkontakt des kontralateralen Beines wird die terminale Standphase eingeleitet, die schließlich durch das Abheben der Zehen des ipsilateralen Fußes beendet wird.

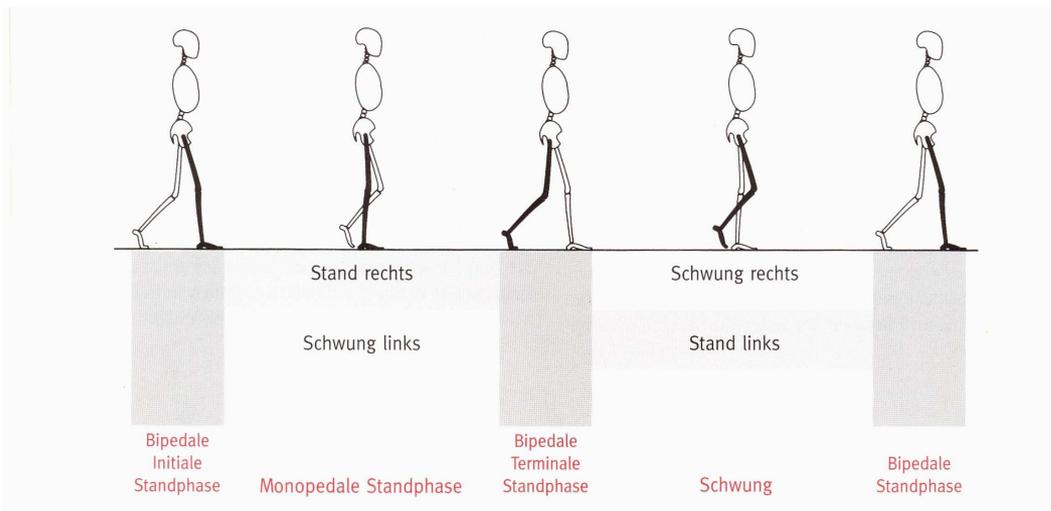


Abbildung 1: Phasen des menschlichen Gangzyklus

Perry J. (2003): Ganganalyse, Urban&Fischer, München, S.2

Stand- und Schwungphase werden üblicherweise als prozentuale Anteile am Gangzyklus angegeben. Die Standphase nimmt hierbei in der Regel 60 %, die Schwungphase 40 % des gesamten Zyklus ein. Angemerkt sei, dass die beschriebenen prozentualen Anteile je nach Gehgeschwindigkeit variieren. Je höher die Ganggeschwindigkeit, desto kürzer die Standphase und entsprechend größer der Anteil der Schwungphase.

Ein Gangzyklus besteht gemeinhin aus zwei Schritten, also dem Intervall zwischen zwei aufeinanderfolgenden Bodenkontakten derselben Extremität.

2.2 Gangbild des Oberschenkelamputierten

Der Gang Oberschenkelamputierter Patienten mit Prothese weicht erheblich von dem oben beschriebenen natürlichen Gangbild eines Nicht-Amputierten ab.

Dies erscheint nicht verwunderlich, da das Gangbild durch eine Vielzahl an Parametern beeinflusst und so gegenüber eines physiologischen Ganges verändert wird: Der Amputierte selbst, sein gesundheitlicher Zustand, die Gegebenheiten des Stumpfes einschließlich muskulärer bzw. sensibler Veränderungen und der Amputationshöhe, die Protheseneigenschaften wie auch die Umwelt wirken sich hierbei maßgeblich aus (5).

Faktoren, die vom Amputierten selbst bestimmt werden und sich auf das Gehen bzw. die Gehfähigkeit auswirken, sind beispielsweise sein Alter, seine Leistungsfähigkeit wie auch seine Motivation. Auch Erkrankungen wie beispielsweise neurologische Defizite oder kardiovaskuläre Erkrankungen führen zu Einschränkungen in der Mobilität.

Des Weiteren ergeben sich durch die Folgen der Amputation selbst Konsequenzen für die Fortbewegung. Mit Verlust des Oberschenkels erfolgt gleichermaßen ein erheblicher Verlust an Propriozeption und aktiver Muskulatur, wodurch das Gehen unsicherer und anstrengender wird.

Nicht zuletzt die Unterschiede in den PASTEILEN und die Auswirkungen des Prothesenaufbaus bestimmen das Gangbild maßgeblich. So hat die Prothesenbauart in starkem Maße Einfluss auf die Stand- und Gangsicherheit. Insbesondere Schaftform, Lotaufbau und das Gewicht wirken sich auf den Energieverbrauch des Amputierten beim Gehen aus. Neben einem Verlust an aktiver Muskulatur führt also ebenfalls die Prothese dazu, dass das Gehen anstrengender ist und der Energieaufwand gemeinhin charakteristisch höher ist als bei Nicht-Amputierten. Diese Eigenschaft wird in der Regel durch eine Reduktion der Ganggeschwindigkeit kompensiert.

Auch Komplikationen wie beispielsweise Stumpf-Schaftpseudarthrosen, die sich schließlich durch die prothetische Versorgung ergeben können, beeinflussen das Gangbild.

Für viele Prothesenträger stellen die Verlagerung des Körpergewichtes auf die Prothese wie auch die Kraftaufnahme und das Vertrauen in das PASTEIL große Herausforderungen dar (24).

Oftmals weist das Gangbild eine stärkere Asymmetrie als bei nicht Amputierten auf. Grund hierfür ist die von Seite zu Seite stärker variierende Schrittlänge und Standphasendauer. Die Standphase der Prothesenseite ist hierbei in der Regel kürzer, die Schrittlänge hingegen größer (32).

Im Hinblick auf die Besonderheiten des Gangbildes Oberschenkelamputierter Probanden sollten die Ziele und Ansprüche an eine prothetische Versorgung möglichst klar definiert werden. Der Gang amputierter Patienten wird in der Regel immer etwas vom Gangbild nicht Amputierter gesunder Probanden abweichen und dies sollte auch den Patienten, dem Ärzte- bzw. Pflegepersonal bewusst sein. Ein möglichst sicheres, für den Patienten komfortables und den Ansprüchen gerecht werdendes Gangbild kann und sollte zentrales Element der Zielsetzung sein. Dies kann nicht zuletzt durch eine kompetente Gangschulung erreicht werden. Diese ermöglicht dem Patienten das Erlernen von Kompensationsstrategien, eine Steigerung seiner Leistungsfähigkeit und eine Optimierung der prothetischen Versorgung, etwa im Hinblick auf Passform, Lotaufbau und Feinjustierung.

2.3 Schrittanalyse

In der vorliegenden Arbeit wurden kinematische Daten aus Ganganalysen von Patienten und Probanden ausgewertet, die an der Klinischen Prüfstelle Münster erhoben worden waren. Um im Folgenden eine Auswertung und Beurteilung dieser Daten vornehmen zu können, soll kurz erläutert werden, welche Parameter bei einer Schrittanalyse gemessen werden und wie die einzelnen Begriffe definiert werden.

Grundlegende Messgrößen, die bei einer Schrittanalyse betrachtet werden, sind Ganggeschwindigkeit, Schrittlänge und Schrittfrequenz. Diese Parameter sind abhängig von der Gelenkbeweglichkeit des Probanden, sowie seiner Muskelkraft, neuronalen Kontrolle und Motivation.

Die Geschwindigkeit (=Ganggeschwindigkeit) ist die elementare Messgröße für den menschlichen Gang und besagt, wie schnell sich ein Mensch fortbewegt bzw. in welcher Zeit er eine bestimmte Strecke zurücklegt. Hieraus ergibt sich, dass die Ganggeschwindigkeit entsprechend den internationalen Standards in Meter pro Sekunde (m/s) ausgedrückt wird. Im Folgenden wird aus messtechnischen Gründen der Technischen Orthopädie wie auch der allgemeinen Übersichtlichkeit die Geschwindigkeit stets in Zentimeter pro Sekunde (cm/s) angegeben.

Hauptdeterminanten der Gehgeschwindigkeit sind Länge und Schrittzahl in einem bestimmten Zeitintervall. Die Anzahl der Schritte pro Minute wird typischerweise als Kadenz bezeichnet.

Eine wichtige Einteilung zum Verständnis ganganalytischer Studien ist die Unterscheidung von kinetischen und kinematischen Größen.

„Die Kinetik beschreibt 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.“ (35)

Mittels verschiedener Messverfahren lassen sich kinetische und kinematische Parameter ermitteln: Die Messung kinetischer Größen kann durch Kraftmessplatten, Druckverteilungs-Messplattformen oder Systeme mit Druckmesssohlen erfolgen. Für kinematische Parameter wie beispielsweise die Gehgeschwindigkeit gibt es ebenfalls eine Vielzahl von Messverfahren. Neben akustischen Verfahren (durch Schallimpulse und Ultraschallmikrofone), Goniometern, Beschleunigungssensoren oder Inklinometern (Neigungssensoren) lassen sich Ganggeschwindigkeiten auch durch optische Verfahren messen.

Die von der Klinischen Prüfstelle Münster erhobenen Gehgeschwindigkeiten wurden durch optoelektronische Analyse mittels Vicon System erfasst. Die durch Videokameras dreidimensional ermittelten Geschwindigkeiten wurden über einen Algorithmus („Plug in Gait“) zu einem virtuellen Bewegungsmodell rekonstruiert.

2.4 Prothesenversorgung

Das aus dem Griechischen stammende Wort Prothese bedeutet so viel wie „das Voransetzen“ bzw. der „Vorsatz“ (45). Prothesen bzw. Hilfsmittel sind per Definition künstliche Ersatzstücke zum Ersatz von Körperteilen.

So finden sich beispielsweise Prothesen in der Zahnmedizin in Form von Gebissen, als Gelenkendoprothesen in der Orthopädie, als Herzklappenersatz in der Kardiologie oder als Hand-, Arm- oder Beinprothesen in der Technischen Orthopädie (51). Neben diesen Funktionselementen gibt es auch kosmetische Prothesen wie das künstliche Auge oder Mamma-Implantate.

Angesichts der heutigen Vielfalt an Möglichkeiten prothetischer Versorgungen und des Einsatzes technisch hoch entwickelter, mikroprozessorgesteuerter Kniepassteile, bieten sich einige Herausforderungen für Ärzte, Krankenkassen und nicht zuletzt für den Patienten selbst.

Da eine Versorgung mit einer derart hoch entwickelten Technologie teuer ist, entstehen oftmals Konflikte mit den Kostenträgern prothetischer Hilfsmittel (46).

Die Aufgaben von Ärzten und Krankenkassen im Hinblick auf den Umgang und die Verordnung von Prothesen sind in den Bestimmungen des Sozialgesetzbuches SGB rechtlich festgelegt. Ärztliche Aufgabe ist hiernach die Indikationsstellung, die in die begründete Verordnung von Hilfsmitteln mündet wie auch die Abnahme, also die Kontrolle der fertigen Prothese auf Passgenauigkeit und Funktion (20).

Den Kostenträgern ist vom Gesetzgeber ein wirtschaftlicher Umgang mit den Ressourcen aufgetragen. Deswegen müssen alle Kostenträger bei besonders teuren Hilfsmitteln (wie beispielsweise den mikroprozessorgesteuerten Kniepassteilen) auch besondere Ansprüche an die Prüfung der Passteile stellen.

Die Indikation ergibt sich nicht nur durch die technischen Eigenschaften des Gerätes, sondern orientiert sich an Anforderungen und Fähigkeiten des Amputierten, insbesondere im Hinblick darauf, ob er diese nutzen kann (46). Auch Kristen et al. argumentieren, dass nicht die Möglichkeiten des Gelenkes, sondern die Bedürfnisse und die körperliche Leistungsfähigkeit des Amputierten entscheidend sind. Die Indikation sollte dadurch

bestimmt werden, was der Patient kann und braucht bzw. ob er die Möglichkeiten eines teureren, mikroprozessorgesteuerten Passteils nutzen kann (43).

Um Patienten mit Amputationen der unteren Extremität sachgerecht prothetisch versorgen zu können, müssen bereits zu Beginn die richtigen Weichen gestellt werden. Zum Erfolg einer prothetischen Versorgung tragen mehrere Faktoren bei:

Je höher die Amputationslinie bzw. je kürzer der Stumpf, umso begrenzter sind die Rehabilitationsmöglichkeiten, sodass es sich grundsätzlich lohnt, die großen Gelenke zu erhalten. Des Weiteren ist es von besonderem Interesse, einen belastbaren, schmerzfreien Stumpf zu schaffen, da jede noch so moderne Prothese keinen schmerzenden, kontrakten und mechanisch nicht belastbaren Stumpf zu verbessern vermag (7).

Sind diese Weichen im Hinblick auf Amputationshöhe und Stumpfqualität allerdings gestellt, so folgt als weiterer entscheidender Schritt in der erfolgreichen Versorgung amputierter Patienten die Wahl und Anfertigung einer passenden Prothese.

„Amputationen an der unteren Extremität gehören zu den ältesten chirurgischen Eingriffen. Wohl ebenso alt ist der Gedanke, den Verlust durch eine Prothese wettzumachen.“ (5)

Wie dieses Zitat von Baumgartner und Botta verdeutlicht, ist es schon seit Jahrhunderten üblich, Amputationsstümpfe prothetisch zu versorgen. Die Nachbildung von verlorenen Gliedmaßen ist bereits aus der Antike überliefert.

Da es für die handwerkliche Ausführung damals noch keine Ausbildung gab, ist es nicht verwunderlich, dass sich vor allem Handwerker wie Tischler, Schmiede, Harnisch- oder Büchsenmacher dieser Aufgabe annahmen und aus Materialien wie Leder, Metall und Holz Körperersatzstücke fertigten (45,65).

Noch vor einem Jahrhundert fungierte die Amputation von Gliedmaßen als rein lebensrettender Eingriff, begleitet von einer hohen Sterblichkeitsrate. Heutzutage stellt diese dank moderner Anästhesie und Intensivmedizin selbst bei Patienten fortgeschrittenen Alters ein beherrschbares Risiko dar (5). In Industrieländern sind Volkskrankheiten wie

der Diabetes mellitus und die pAVK weit führend im Hinblick auf die Amputationsursache, aber auch Unfälle und Tumoren sind nach wie vor Gründe für die Amputation von Gliedmaßen.

2.4.1 Prothesenaufbau

In der modernen Orthopädiotechnik gibt es im Beinprothesenbau eine große Vielfalt an Versorgungsmöglichkeiten. Waren es früher überwiegend Handwerker verschiedener Berufe, die sich mit dem Bau von Hilfsmitteln beschäftigten, kümmert sich heute ein Team aus Ärzten, Orthopädietechnikern, Krankenpflegern, Physiotherapeuten und Sozialarbeitern um den amputierten Patienten.

Seit Jahrzehnten sind Prothesensysteme in Modularbauweise der allgemeine Versorgungsstandard. Die Idee der Passteilprothese ließ sich erstmals bei Otto Bock im Jahre 1919 erkennen, der die Prothese in drei Bauabschnitte teilte.

Die Prothesenpassteile bzw. -module bestehen aus drei wesentlichen Elementen:

- Oberschaft
- Kniepassteil
- Prothesenfuß

In den modernen Standardkonstruktionen werden die Kniepassteile wie auch Prothesenfüße industriell hergestellt. Die Oberschäfte hingegen werden individuell gefertigt, da diese optimal an den Stumpf angepasst sein müssen.



Abbildung 2: Aufbau einer Oberschenkelprothese mit verschiedenen Schaftsystemen, Knie- und Fußpassteilen

Wie in der Abbildung ersichtlich, gibt es eine Vielzahl von Ausführungen und Bauweisen der drei Prothesenelemente. Durch neue Materialien und Designs sowie angetrieben durch die unterschiedlichen individuellen Ansprüche der Prothesenträger, nimmt das Angebot stetig zu. Hierdurch ergeben sich einerseits neue Möglichkeiten für den Prothesenträger, andererseits wird es auch immer anspruchsvoller, die richtige Prothese für die die jeweiligen Patienten zu finden (22,29).

Dass Jahr für Jahr neue Modelle auf den Markt kommen, ist erst einmal begrüßenswert, vor allem dort, wo die Produktpalette differenzierter und breiter wird.

Eine Vergrößerung des Sortiments erscheint beispielsweise für schwergewichtige Patienten oder Kinder sinnvoll. Auch geringere Aufbauhöhen für Rückfußamputierte oder individuellere Trageeigenschaften für spezielle Einsatzfelder können hierdurch generiert werden.

Allerdings lässt die immense Vielfalt an Passteilausführungen vermuten, dass der ideale Ansatz noch nicht gefunden ist oder „dass die technischen Möglichkeiten auf unterschiedlichen Ansätzen beruhend auch unterschiedliche Kompromisslösungen ansteuern“ (11).

Gewisse Basisfunktionen sind allerdings für jede Prothese essentiell: Hierzu zählen die Garantie einer sicheren Standphase, die Unterstützung und Kontrolle der Schwungphase wie auch eine funktionell und kosmetisch gute Sitzposition (19).

Je nach Ausführungsart der Prothesen werden diese grundsätzlich in zwei große Gruppen unterteilt, die endoskeletale und die exoskeletale Bauweise. Die exoskeletale oder auch Schalenbauweise genannt, bei der sich das tragende Element auf der Außenseite befindet, stellt die traditionelle Methode des Prothesenbaus dar und wurde heute weitestgehend durch die Modular Technik verdrängt. Bei diesem Prothesentyp befindet sich das tragende Element innen, was wiederum die alternative Bezeichnung als Rohrskeletoprothese erklärt. Zu kosmetischen Zwecken werden die Elemente von Schaumstoff, sowie „Haut“ aus Textilgewebe oder Kunststoff überzogen (7).

2.4.1.1 Schaffform

Die traditionelle querovale Schaffform wurde in der modernen Orthopädietechnik durch die längsovale Form abgelöst, da diese zu weniger Kompression der umliegenden Weichteile und somit der Gefäße führt (49). Bei querovalen Schaffformen besteht neben Weichteil- und Zirkulationsstörungen ebenfalls die Gefahr von Osteoporose und Zuspitzen des Knochens (6).

Des Weiteren unterscheidet man im Hinblick auf die Schaffform das tuberunterstützende und das tuberumgreifende System. Obwohl die Idee der tuberumgreifenden Stumpfeinbettung bereits 1911 durch Riedel aufkam, gelang der Durchbruch erst im Jahre 1985

durch Long und Sabolich (65). In einer Studie der Technischen Orthopädie Münster wurde dargestellt, dass für die Aspekte Prothesenhub, Beckenschiefstand und Druckverhältnis mit tubulumgreifendem Schaft zum Teil erhebliche Verbesserungen nachgewiesen werden konnten (67).

2.4.1.2 Prothesenfuß

Auf dem deutschen Markt sind derzeit über 150 verschiedene Prothesenfüße erhältlich (11). Es finden sich sowohl sehr ähnliche Modelle verschiedener Hersteller als auch sehr ähnliche Modellvarianten innerhalb eines Herstellersortiments. Als Beispiel seien hier die Prothesenfüße ohne Sprunggelenk mit dämpfender Ferse (SACH) genannt, die sowohl von Otto Bock, Medi als auch Streifeneder gefertigt werden. Gleichzeitig finden sich bei dem Hersteller Otto Bock mehrere Fußpassteilmodelle, die allesamt unter die Kategorie SACH-Fuß fallen (11).

Eine allgemein anerkannte und schlüssige Kategorisierung für die Vielfalt an Prothesenfüßen lässt sich nicht treffen, wenngleich sich die Fußpassteile z.B. in ihren mechanischen Eigenschaften, der Gelenkzahl, dem Material und der Konstruktion durchaus unterscheiden.

Eine mögliche Systematisierung von Prothesenfüßen könnte anhand der Passteileigenschaften wie beispielsweise dem Preis oder der Konstruktionsweise erfolgen. Auch die Eigenschaften des Prothesenträgers (Minimal- und Maximalgewicht, Aktivitätsgrad, angestrebte Gehgeschwindigkeit, Amputationshöhe) ließen eine denkbare Einteilung zu (11).

2.4.1.3 Kniepassteile

Das Kniegelenk besitzt als eines der größten und biomechanisch komplexesten Gelenke des menschlichen Körpers einen besonderen Stellenwert für das physiologische Gangbild. Die Anforderungen in Form von Mobilität einerseits und Stabilität andererseits verdeutlichen bereits die funktionelle Komplexität dieses Gelenkes.

Anders als bei den Fußprothesen, die während der Schwungphase nahezu ohne Funktion sind, sind bei den Kniepassteilen sowohl Stand- als auch Schwungphase von entscheidender Bedeutung. In der Standphase ist das Knie ausschlaggebend für die Stabilität und muss sicher kontrolliert werden, voll belastbar sein und verlässlich funktionieren. Während der Schwungphase wiederum wird das Vorschwingen des Beines von dessen Beweglichkeit bestimmt (19). Dabei ändert sich der Beugewinkel des Knies in typischer Weise, so dass der Unterschenkel im Knie bzw. das ganze Bein im Hüftgelenk „schwingt“.

Auch bzw. besonders bei den Kniepassteilen steht der Orthopädietechniker einem beträchtlichen Angebot von unterschiedlichen Produkten gegenüber, die es individuell auszuwählen gilt. Ein breites Angebot erhöht einerseits die Wahrscheinlichkeit, dass es eine passende Lösung gibt, erschwert andererseits allerdings den Auswahlprozess, insbesondere da, wo mehrere Faktoren berücksichtigt werden müssen und keine klaren Parameter festgelegt sind.

Eine systematische Einteilung von Kniegelenken wird auf der Basis der funktionellen Eigenschaften getroffen. Grundsätzlich lassen sich diese in monozentrische und polyzentrische Gelenke mit zwei bis vier Gelenkachsen unterscheiden (19). Bei den monozentrischen Passteilen handelt es sich um Scharniergelenke, die ausschließlich Bewegungen in der Sagittalebene ermöglichen.

Eine möglichst physiologische Funktion, die dem Vorbild – dem menschlichen Knie – am meisten entspricht, generieren polyzentrische Gelenke. Diese sind gegenüber monozentrischen Gelenken sowohl aufgrund des statischen Aufbaus als auch der Konstruktion sicherer gegen ungewollte Flexion (8).

Eine weitere Differenzierung von Kniepassteilen erfolgt anhand der Schwungphasendämpfung. In der Schwungphase pendeln Unterschenkel und Fuß passiv hin und her. Wird das Pendel, in dem Falle also Unterschenkel und Fuß, beim Anschlag in Streckstellung nicht abgebremst, so ergibt sich ein schlenkerndes Gangbild. Die diesem Phänomen entgegenwirkende Schwungphasendämpfung kann hydraulisch, pneumatisch, mechanisch, von Hand einstellbar (in der vorliegenden Arbeit allesamt als konventionell bezeichnet) oder elektronisch gesteuert sein (5).

Bereits im Jahre 1834 wurden erstmals sogenannte „anatomische“ Kniegelenke konstruiert. 1921 stellten Schede und Habermann in der Fachliteratur das erste sog. physiologische Kniegelenk im Beinprothesenbau vor (65). Bedingt durch zwei Weltkriege kam es schließlich zu einer wahren Flut an Neuentwicklungen auf dem Gebiet der Kniegelenke, sodass heutzutage die Einteilung der Kniepassteile eine Herausforderung birgt.

Die Orthopädietechnik hat in den letzten Jahrzehnten einen beschleunigten Wandel vollzogen. Mit der Entwicklung elektronisch gesteuerter Kniepassteile wie dem C-Leg oder Rheo Knee ist eine neue Ära angebrochen, die Oberschenkelamputierten Patienten andere Möglichkeiten im Vergleich zu den rein mechanischen Kniegelenken eröffnen.

Kennzeichnend für mechanische Passteile ist, dass die Sicherung der Standphase nur bei entsprechendem Prothesenaufbau gegeben ist. Da nur wenige Passteile dieser Art eine verriegelnde Funktion besitzen, müssen sie durch den Amputierten selbst aktiv mittels Muskelkraft gesichert werden. Ebenfalls bieten mechanische Kniegelenke keine Standphasenflexion nach Fersenauftritt, wodurch das Gangbild unnatürlicher erscheint, die Gehstrecke reduziert wird und der Energiebedarf gesteigert ist (46).

Die integrierten Mikroprozessoren elektronischer Kniepassteile ermöglichen mittels Messungen in Echtzeit bessere und schnellere Reaktionen auf die jeweilige Situation (68). Stand- und Schwungphase können differenzierter gesteuert werden.

Das weltweit erste vollständig mikroprozessorgesteuerte Kniegelenk C-Leg wurde von der Otto Bock Health Care GmbH entwickelt und kam im Jahre 1997 auf den Markt. Es handelt sich hierbei um ein einachsiges Kniegelenk mit elektronisch geregelter Schwunghasensteuerung und elektronisch gesteuerter hydraulischer Standphasensicherung. Es ermöglicht eine harmonische Schwunghase in einem weitreichenden Geschwindigkeitsbereich wie auch eine Standphasensicherung in überraschenden Situationen (44,55).

Laut Herstellerinformationen werden mittels Kniewinkelsensor Schrittlänge und –frequenz gemessen. Belastungssensoren, die den Fersenauftritt und die Vorfußlast festhalten, sollen einen sicheren Stand generieren. Alle 0,02 Sekunden werden Informationen über den aktuellen Gehstatus übermittelt, sodass sich der Patient mit unterschiedlichen Schrittgeschwindigkeiten auf verschiedenen Untergründen bewegen kann (3).

Das C-Leg Compact, ein Teil der C-Leg Produktreihe, ist gezielt auf die Bedürfnisse älterer Patienten bzw. weniger mobiler Prothesenträger ausgerichtet. Es verspricht laut Hersteller eine effektivere Standsicherheit wie auch Sturzprävention. Anders als das C-Leg, welches für transfemorale amputierte oder knieexartikulierte Patienten der Mobilitätsgrade 3 und 4 zugelassen ist, eignet sich das C-Leg Compact auch für weniger mobile Patienten der Grade 2 und 3.

Mit der Einführung des Rheo Knee 2004 durch die Firma Össur zeigte sich erstmals ein Konkurrenzprodukt auf dem deutschen Markt. Dieses mikroprozessorgesteuerte Kniepasseil arbeitet nicht wie das C-Leg über Ventile einer Hydraulik, sondern mit Sensordaten über eine magnetorheologische Flüssigkeit.

Das Rheo Knee soll ähnlich wie das C-Leg der Firma Otto Bock eine Prävention bzw. Reduktion von Stürzen, eine natürlichere Gangdynamik, verbesserte Gangsymmetrie wie auch Steigerung von Sicherheitsgefühl und Vertrauen in die Prothese garantieren. Geeignet sei es zum Einsatz bei Beinamputierten mit einer Aktivitätsklasse von 2-4 nach der Klassifizierung des Medizinischen Dienstes des Spitzenverbandes Bund der Krankenkassen e.V. (54).

Eine Weiterentwicklung des eben beschriebenen Rheo Knee stellt das seit 2009 erhältliche Rheo Knee II dar. Verbesserungen gegenüber dem Rheo Knee I seien unter anderem die Erhöhung des zulässigen maximalen Körpergewichts, eine zusätzliche mechanische Extensionshilfe, ein erhöhter maximaler Beugewiderstand wie auch das geringere Gewicht der Prothese (54).

3 Patienten und Methodik

3.1 Studienbeschreibung

Bei der vorliegenden Arbeit handelt es sich um eine retrospektive Auswertung von Patientendaten, die in den Jahren 2001 bis 2010 in der Klinischen Prüfstelle für orthopädische Hilfsmittel an der Klinik für Technische Orthopädie und Rehabilitation der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster im Rahmen von drei verschiedenen Studien erhoben worden waren.

Diese Studien lieferten eine Ausgangsdatenlage 73 beinamputierten Probanden, bei denen insgesamt 6752 Messungen vorgenommen wurden.

Studiendesign der drei zugrundeliegenden Studien:

Studie 1:

Die erste Studie wurde zwischen 2001 und 2006 in der Klinischen Prüfstelle Münster mit 54 unilateral und sieben bilateral Oberschenkelamputierten (einschließlich Knieexartikulierten) durchgeführt. Es wurde überprüft, inwieweit eine Umstellung von der konventionellen (mechanisch gesteuerten) Versorgung auf das elektronisch gesteuerte Kniepassteil C-Leg funktionellen Zugewinn brachte.

Studie 2:

In der im Jahre 2007 realisierten zweiten Studie wurden 38 Patienten betrachtet, von denen 35 konventionell und drei bereits mit dem C-Leg versorgt waren. In den ersten Messungen wurden die Passteile C-Leg und Rheo Knee gegenübergestellt, in den folgenden C-Leg und C-Leg-Compact.

Bei Studie 1 und 2 wurden vorwiegend geriatrische Patienten und Kriegsversehrte gemessen, da geprüft werden sollte, ob und inwieweit technische Neuerungen oder Fortentwicklungen Vorteile für diesen Personenkreis brachten (54).

Ausschlusskriterien von Studie 1 und 2:

- Zuordnung zur Aktivitätsklasse 0 und 1
- Prothesenschaft nicht passgerecht
- kardiopulmonale Belastbarkeit deutlich reduziert
- Prothesenerstversorgung
- Alter < 16 Jahre

Studie 3:

Im Rahmen der dritten Studie in den Jahren 2010 bis 2011 wurden die elektronischen Passteile C-Leg und Rheo Knee II miteinander verglichen. Es wurden zwei Gruppen gebildet, die jeweils acht Patienten umfassten:

1. Gruppe: Es wurden an das C-Leg gewöhnte Probanden betrachtet, bei denen es sich nach Möglichkeit um versorgte Kriegsversehrte der Studie 1 handelte. In dieser Gruppe wurden die kinetischen und kinematischen Daten von C-Leg und Rheo Knee II verglichen.
2. Gruppe: In Gruppe 2 handelt es sich um Probanden, die bisher noch nicht mit einem elektronischen Kniepassteil versorgt worden waren. Hierbei wurde ein Vergleich zwischen der konventionellen Versorgung und dem C-Leg wie auch Rheo Knee II gezogen.

In den drei Studien wurden die Daten durch folgende vier Arbeitsschritte erfasst:

1. Aufnahme von Personendaten

2. Medizinische Untersuchung

- Amputationsursache und -zeitpunkt
- Amputationsseite
- Stumpfqualität mit Vermerk der Amputationshöhe
- Gelenkbefund
- Hilfsmittel (z.B. Gehstock)
- Allgemeine medizinische Untersuchung

3. Orthopädietechnische Befunderhebung

- Art und Aufbau der Referenzprothese

4. Klinisch-biomechanische Prüfung

Zu Beginn wurde der Patient mit seiner geübten Versorgung getestet. Daraufhin erfolgte der Umbau auf das Rheo Knee II mit anschließender Schulung durch den Orthopädietechniker und /oder den Physiotherapeuten.

Die Patienten wurden jeweils aufgefordert, bei einer frei gewählten Normalgeschwindigkeit und danach mit einer maximalen Geschwindigkeit zu gehen, welche mittels der GaitRite Matte (von SMS Technologies Ltd. unter der Lizenz von CIR Systems Inc.) aufgezeichnet wurden.

Mithilfe der GaitRite Matte lassen sich zeitliche und räumliche Gangparameter ermitteln. Es handelt sich hierbei um eine Matte mit integrierten Drucksensoren, über die der Proband geht oder läuft. Elektronisch werden die auf der Messfläche registrierten Druckwerte so verarbeitet, dass sie zu einer Gangspur koordiniert werden können. Im Weiteren werden kinematische Ganganalyseparameter errechnet und angezeigt. Die Gangmatte weist folgende Maße auf: 457 cm x 90 cm x 0,6 cm. Der Messbereich umfasst dabei eine Fläche von 366 cm x 61 cm. Dieser entspricht dem Bereich, in dem sich die Drucksensoren befinden und besteht aus sechs Sensorplatten (58).

3.2 Patientenauswahl

Die Auswahl geeigneter Messwerte erfolgte retrospektiv aus elektronischen Datensätzen, die die Ergebnisse der vorangehend beschriebenen Studien der Klinik für Technische Orthopädie Münster umfassen. Im Sinne der Fragestellung wurden folgende Ausschlusskriterien festgelegt:

- *Bilateral amputierte Patienten*

In der Studie sollen Normwerte für die Gehgeschwindigkeit einseitig Beinamputierter erhoben und im Hinblick auf verschiedene Parameter beurteilt werden. Beidseitig Amputierte werden hierbei nicht berücksichtigt, da diese ein anderes Patienten-

klientel darstellen. Es ist anzunehmen, dass sich die Werte für bilateral Amputierte so stark unterscheiden, dass sie als separate Gruppe betrachtet werden müssen.

- *Patienten mit angeborenen Fehlbildungen*

In der vorliegenden Arbeit werden Probanden mit kongenitalen Malformationen nicht berücksichtigt, da angeborene Fehlbildungen eine große Heterogenität aufweisen und die grundsätzlichen klinischen Erfahrungen zeigen, dass die Leistungsfähigkeit von Patienten mit angeborenen Fehlbildungen und Patienten mit erworbenen Amputationen (traumatisch, vaskulär u.a.) erheblich voneinander abweichen. Der Einschluss von Probanden mit angeborenen Fehlbildungen würde möglicherweise die Mittelwerte der Gesamtgruppe nach oben verfälschen.

- *Patienten mit Hüftexartikulation*

Da Patienten mit Hüftexartikulation ein weiteres großes Gelenk fehlt, ist anzunehmen, dass hierdurch die mechanischen wie auch biomechanischen Parameter beeinflusst werden. Der Einschluss Hüftexartikulierter würde folglich zu fehlerhaft niedrigen Mittelwerten in der Gesamtgruppe führen.

Aufgrund dieser Ausschlusskriterien wurden aus dem ursprünglichen Patientenkollektiv von 73 Probanden sieben bilateral Amputierte, sechs Patienten mit angeborenen Fehlbildungen und ein Hüftexartikulierter ausgeschlossen. Die Daten von sechs weiteren Probanden konnten aufgrund unvollständiger Datenlage nicht ausgewertet werden, sodass schließlich 1031 Messdatensätze von 58 einseitig knieexartikulierten und ober-schenkelamputierten Patienten betrachtet wurden.

3.3 Datenauswertung

Nach Festlegung der Ausschlusskriterien wurden die 6752 Messungen sortiert und die oben genannten Patientendaten wie auch fehlerhafte oder fehlende Daten aus der Datenreihe herausgenommen. Die nunmehr 1031 Messungen der 58 Probanden wurden mithilfe von Microsoft Excel 2010 bearbeitet.

Betrachtet wurden die normale selbstgewählte und die maximal erreichbare Gehgeschwindigkeit

- *jedes Patienten nach prothetischer Versorgung*

Alle Patienten wurden bei jeder Prothesenversorgung mehrfach (zwei- bis fünfmal) bei normaler und bei maximal erreichbarer Gehgeschwindigkeit gemessen. Somit wurden für jeden Patienten die mittlere normale und die schnelle Gehgeschwindigkeit pro Passteil berechnet. Diese ergaben die oben genannten 1031 Messungen.

- *des gesamten Patientenkollektivs*

Aus den Mittelwerten jedes einzelnen Patienten für die normale und die schnelle Gehgeschwindigkeit wurde die minimale, mittlere wie auch maximale Geschwindigkeit des gesamten Patientengutes unabhängig von der Art des Passteils ermittelt.

- *innerhalb vorher gebildeter Altersgruppen*

Mithilfe der Altersangaben wurden zunächst folgende Altersgruppen gebildet:

< 39 Jahre: 8 Probanden
40-59 Jahre: 23 Probanden
60-79 Jahre: 21 Probanden
> 80 Jahre: 10 Probanden

Vier Patienten fließen hierbei doppelt ein, d.h. sie erscheinen in zwei verschiedenen Altersgruppen, da sie zu zwei unterschiedlichen Zeitpunkten gemessen wurden.

Anschließend wurden die minimale, mittlere und maximale Gehgeschwindigkeit für jede Altersgruppe berechnet.

- *abhängig vom Geschlecht des Probanden*

Die minimale, mittlere und maximale Gehgeschwindigkeit der in der Studie gemessenen acht Frauen wurde mit denen der 50 männlichen Probanden verglichen.

- *abhängig von der Amputationsursache*

Das Patientenkollektiv weist verschiedene Amputationsursachen auf, die in vier Gruppen eingeteilt wurden:

Trauma (Unfall, Kriegsversehrter)

Malignom

vaskuläre Ursache (pAVK, Diabetes mellitus)

Sepsis/Osteomyelitis

32 Patienten wiesen eine Amputation aufgrund eines Traumas auf, zehn Probanden wurden nach einer malignen Erkrankung amputiert, zwölf Patienten zeigten eine vaskuläre Ursache und vier eine Sepsis oder Osteomyelitis als Amputationsgrund. Von den Patienten mit Amputation durch Gefäßerkrankung wiesen zwei Probanden eine Durchblutungsstörung mit Gefäßverschluss und ein Proband einen akuten embolischen Verschluss auf.

Nach Einteilung der Patienten in die jeweilige Gruppe wurden minimale, mittlere und maximale Gehgeschwindigkeit in Abhängigkeit von der Amputationsursache ermittelt.

- *für verschiedene Amputationshöhen*

In die Studie wurden Patienten mit Knieexartikulation und Amputation auf Höhe des distalen, mittleren oder proximalen Femurdrittels aufgenommen.

- *für mechanische versus elektronische Passteile*

Die 55 Messungen mit mechanischer Prothese wurden mit den 128 Messungen verglichen, bei denen die Probanden ein elektronisches Kniepassteil trugen.

- *für jedes der elektronischen Passteile*

Nach dem Vergleich zwischen mechanisch und elektronisch gesteuerten Kniepassteilen wurden die erreichten Geschwindigkeiten innerhalb der verschiedenen elektronischen Passteile untereinander verglichen. In der Studie trugen die Patienten das C-Leg und/oder C-Leg Compact und/oder Rheo Knee und/oder das neue Rheo Knee II.

4 Ergebnisse

4.1 Beschreibung des Patientenkollektivs

4.1.1 Struktur der Patienten

Das Patientenkollektiv setzt sich aus 58 einseitig Beinamputierten zusammen, von denen sieben knieexartikuliert und 51 Oberschenkelamputiert sind. Da Knieexartikulierte wie Oberschenkelamputierte über ein künstliches Kniepassteil verfügen, werden die knieexartikulierten Probanden im Folgenden in der Gruppe der Oberschenkelamputierten geführt.

4.1.2 Geschlechterverteilung, Altersstruktur und Amputationszeit

Von den insgesamt 58 Patienten sind acht weiblich (14 %) und 50 männlich (86 %). Dies ergibt ein ungefähres Verhältnis von 1 zu 6 (weiblich/männlich). Das Durchschnittsalter der Probanden zum Zeitpunkt der Untersuchung betrug 52 Jahre. Die weiblichen Probanden waren im Durchschnitt 45 Jahre alt, die männlichen 60 Jahre. Die Altersspanne des betrachteten Kollektivs reicht von 19 bis 85 Jahre.

Vier der 58 Patienten gehen doppelt in die Alterszählung ein, da sie zu zwei verschiedenen Zeitpunkten gemessen wurden.

Zur besseren Übersicht der Altersstruktur wurden die Probanden Altersgruppen zugeteilt und gleichzeitig die Geschlechterverteilung nach Altersgruppen betrachtet.

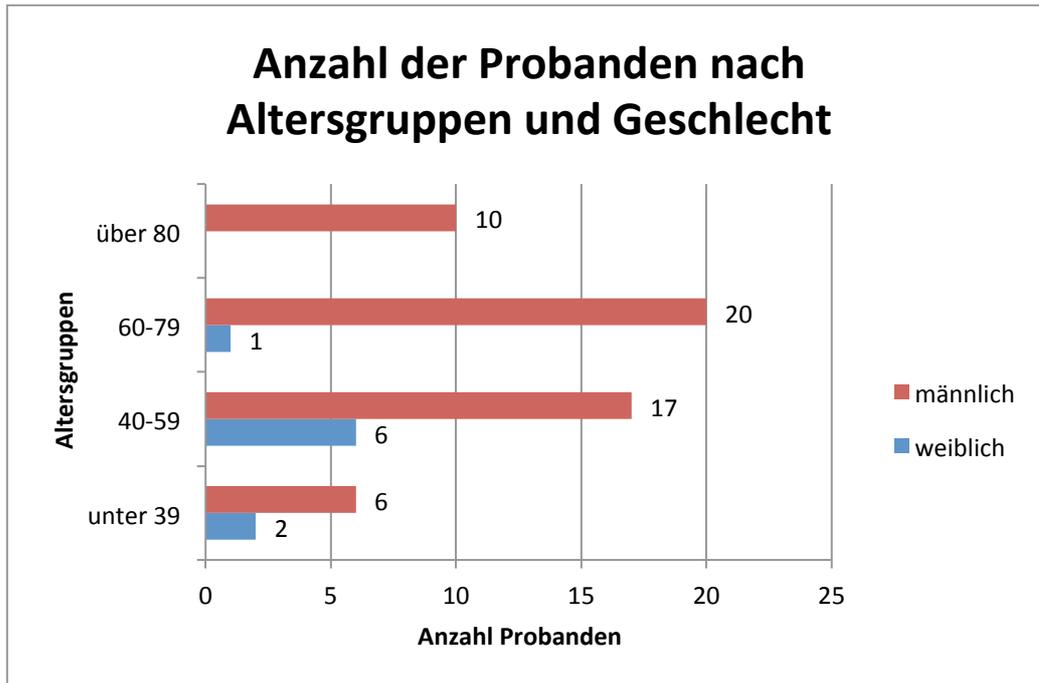


Abbildung 3: Altersverteilung nach Geschlecht (n=62)

Das Diagramm verdeutlicht, dass die meisten Patienten zum Zeitpunkt der Messung 60-79 Jahre alt waren. Des Weiteren sind die über Achtzigjährigen mit einer hohen Anzahl an Probanden stark repräsentiert. Betrachtet man allerdings nur die weiblichen Probanden, so sind hierbei die meisten Patientinnen zum Zeitpunkt der Messung 40-59 Jahre alt.

Das Amputationsalter wurde als Differenz zwischen Amputationsjahr und Geburtsjahr berechnet und betrug im Durchschnitt 34 Jahre. Das niedrigste Alter zum Zeitpunkt der Amputation betrug fünf Jahre; sie war traumatisch bedingt. Das höchste Amputationsalter lag bei 76 Jahren. Die Amputationsursache des in diesem Alter amputierten Probanden war Osteomyelitis.

4.1.3 Seitenlokalisierung

23 Patienten (40 %) waren rechtsseitig, 35 Patienten (60 %) linksseitig amputiert. Alle Patienten waren unilateral amputiert, bilaterale Amputationen waren als Ausschlusskriterium definiert worden.

4.1.4 Amputationsursache

Die dominierende Amputationsursache im betrachteten Patientenkollektiv stellt die Amputation nach Trauma dar, die 32 Patienten (55 %) betrifft. Die Gruppe der traumatisch Amputierten wird zu 59 % (19 Patienten) von Verunfallten und zu 41 % (13 Patienten) von Kriegsversehrten gebildet. Diese Verteilung ist nicht repräsentativ, sondern bezieht sich nur auf das vorliegende Kollektiv.

Zwölf Probanden (21 %) zeigen eine Gefäßerkrankung als Amputationsursache. In der Gruppe der vaskulär Amputierten wurden elf Patienten mit pAVK und ein Patient mit Diabetes mellitus zusammengefasst.

Als dritthäufigste Amputationsursache ist in dem betrachteten Kollektiv die Amputation nach malignem Tumor zu nennen, die zehn Patienten (17 %) betrifft.

Des Weiteren weisen jeweils zwei Patienten eine Sepsis oder Osteomyelitis als Amputationsursache auf. Diese vier Patienten (7 %) wurden unter sonstige Ursachen zusammengefasst.

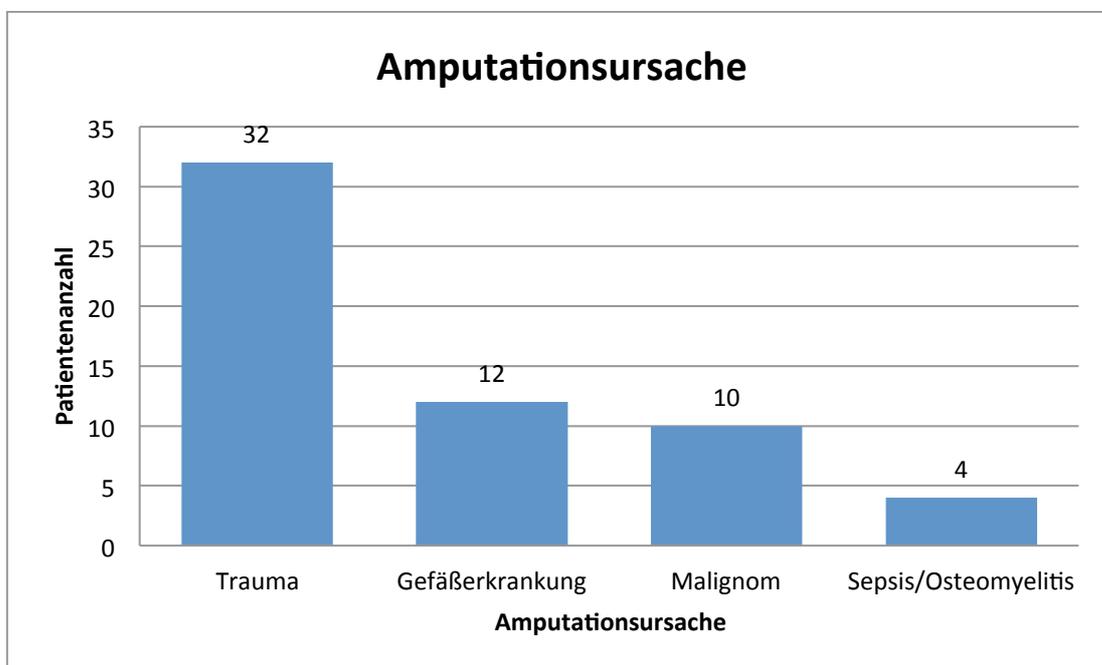


Abbildung 4: Anzahl der Probanden nach Amputationsursache (n=58)

4.1.5 Stumpflänge

Bezüglich der Stumpflänge wurden vier verschiedene Höhen betrachtet: Proximales, mittleres, distales Femurdrittel und Knieexartikulation.

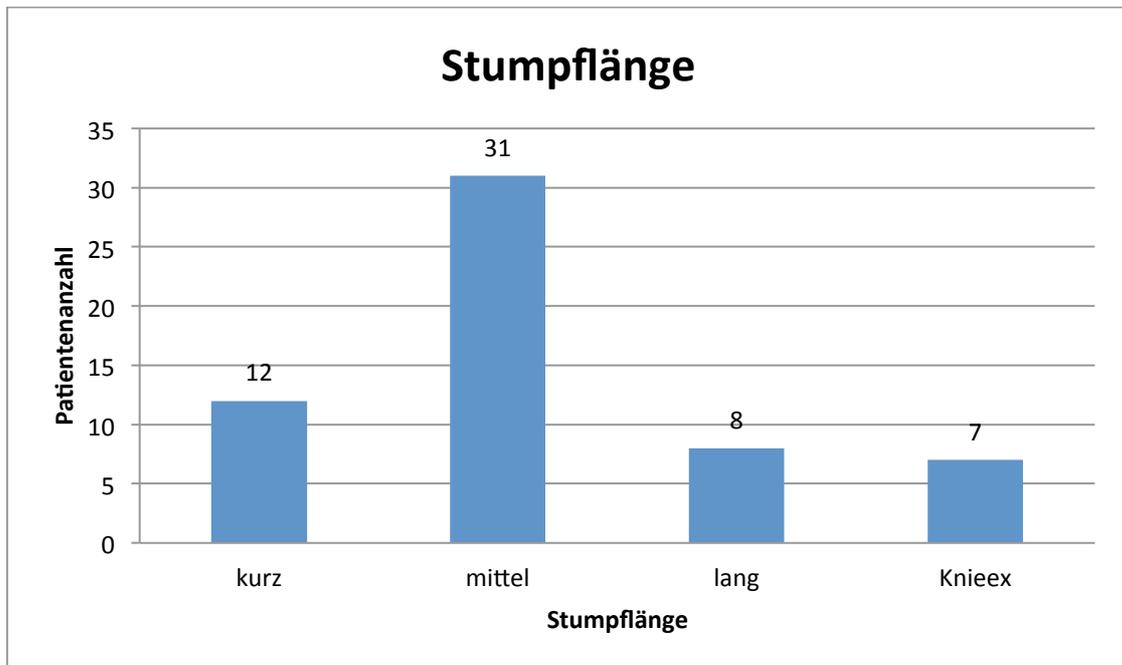


Abbildung 5: Anzahl der Probanden nach Stumpflänge (n=58)

Das Diagramm verdeutlicht, dass der mittellange Stumpf bzw. die Amputation auf Höhe des mittleren Femurdrittels mit einer Anzahl von 31 Patienten (53 %) deutlich überwiegt. 21 % (12 Patienten) verfügen über einen kurzen Stumpf. Amputationen auf Höhe des unteren Femurdrittels und Knieexartikulationen sind im betrachteten Kollektiv mit 14 % (8 Patienten) und 12 % (7 Patienten) charakteristisch seltener vertreten.

4.1.6 Art der prothetischen Versorgung

Von den 58 Patienten aus ursprünglich drei verschiedenen Studien, deren kinematische Gangparameter in den Jahren 2001 bis 2011 in der Klinischen Prüfstelle Münster ermittelt wurden, wurden 57 Probanden mit einem elektronischen und 46 mit einem mechanischen Kniepassteil gemessen. Dies bedeutet, dass ein Patient nur mit mechanischem

Passteil gemessen wurde und 45 Probanden jeweils mit mechanischem und elektronischem Gelenk. Da einige Patienten zu verschiedenen Zeitpunkten mit unterschiedlichen elektronischen bzw. mechanischen Prothesen gemessen wurden, liegen Datensätze aus insgesamt 128 Messungen mit einem elektronischen Passteil und 55 Messungen mit einem mechanischen vor.

Passteil	Anzahl der Probanden	Messungen
mechanische Prothese	46	55
elektronische Prothese	57	128

Tabelle 1: Anzahl der Probanden und Messungen bei mechanischer und elektronischer Passteilversorgung

In der Gruppe der elektronischen Kniepassteile wurden vier Prothesentypen zusammengefasst: Das C-Leg, C-Leg Compact, Rheo Knee und das neue Rheo Knee II, welches ab dem Jahre 2010 eingesetzt wurde. 59 Messungen wurden mit dem C-Leg, 24 Messungen mit dem C-Leg Compact, 22 Messungen mit dem Rheo Knee und 23 Messungen mit dem neuen Rheo Knee II durchgeführt. Da auch hierbei Patienten zu verschiedenen Zeitpunkten mit derselben Prothese gemessen wurden, liefen insgesamt 54 Probanden mit dem C-Leg, 24 mit dem C-Leg Compact, 22 mit dem Rheo Knee und 16 mit dem neuen Rheo Knee II.

Prothesenart	Probandenanzahl	Messungen
C-Leg	54	59
C-Leg Compact	24	24
Rheo Knee	22	22
Rheo Knee II	16	23

Tabelle 2: Anzahl der Probanden und Messungen mit verschiedenen elektronischen Passteilen

4.2 Auswertung der kinematischen Daten

Nach der Beschreibung des betrachteten Patientenkollektivs wurden die kinematischen Daten, d.h. die selbstgewählte normale und die maximale, kurzzeitig erreichbare Gehgeschwindigkeit ausgewertet und im Folgenden unter verschiedenen Gesichtspunkten beleuchtet. Die Gehgeschwindigkeit wird für das gesamte Kollektiv und anschließend in Abhängigkeit von verschiedenen möglichen Einflussfaktoren wie Alter, Geschlecht, Amputationsursache, Amputationshöhe und Prothesenversorgung beschrieben. Hierbei wurden in den jeweiligen Betrachtungen stets die Mittelwerte einschließlich Standardabweichungen für die jeweiligen Gehgeschwindigkeiten sowie teilweise die minimale und maximale Gehgeschwindigkeit berechnet.

4.2.1 Gehgeschwindigkeit des gesamten Kollektivs

Als entscheidend für die Einschätzung und Bewertung einer erfolgreichen prothetischen Versorgung und Rehabilitation von unilateral Oberschenkelamputierten kann unter anderem das Erreichen von bestimmten selbstgewählten normalen und maximal erreichbaren Gehgeschwindigkeiten angesehen werden.

Mithilfe der Bestimmung des jeweiligen Mittelwertes aus allen Messungen für die selbstgewählte normale Gehgeschwindigkeit wie auch für die maximale, kurzzeitig erreichbare Geschwindigkeit, werden im Folgenden Normwerte für das beschriebene Patientenkollektiv dargestellt.

Bei den hier aufgezeigten Normwerten für die normale und maximale Gehgeschwindigkeit des gesamten Patientenkollektivs handelt es sich um Kumulativwerte, d.h. bei dieser Betrachtung wird nicht zwischen Art der Prothesenversorgung, Amputationsursache und -höhe, Alter und Geschlecht unterschieden.

Gehgeschwindigkeit v (cm/s)	Mittelwert (cm/s)	Minimum (cm/s)	Maximum (cm/s)	Spannweite (cm/s)
v normal	86 (± 21)	42	162	119
v schnell	113 (± 28)	60	203	143

Tabelle 3: Normwerte für die durchschnittliche selbstgewählte und maximale Gehgeschwindigkeit des gesamten Patientenkollektivs (n=58)

Im Durchschnitt sind die in der vorliegenden Arbeit betrachteten 58 Probanden mit einer selbstgewählten normalen Gehgeschwindigkeit von 86 cm/s gelaufen. Die langsamste durchschnittliche Gehgeschwindigkeit von 42 cm/s wies ein zum Zeitpunkt der Messung 67 jähriger Patient mit Amputation nach Osteomyelitis auf. Der Patient war bei betrachteter Messung mit einem mechanischen Gelenk (Total Knee) versorgt. Der im Durchschnitt schnellste Proband mit einer Gehgeschwindigkeit von 162 cm/s war ein 43 jähriger traumatisch Knieexartikulierter mit C-Leg-Versorgung.

Im Hinblick auf die maximale kurzzeitig erreichbare Gehgeschwindigkeit zeigt das betrachtete Patientenkollektiv eine durchschnittliche Maximalgehgeschwindigkeit von 113 cm/s. Der durchschnittlich langsamste Proband wies hierbei eine maximale Gehgeschwindigkeit von 60 cm/s auf. Es handelt sich um einen 61 jährigen Patienten mit Amputation nach pAVK und prothetischer Versorgung mit dem C-Leg. Die im Durchschnitt schnellste Maximalgeschwindigkeit von 203 cm/s zeigte der 43 jährige traumatisch Knieexartikulierte, der bereits für die selbstgewählte normale Gehgeschwindigkeit den maximalen Wert lieferte.

Die Spannweite für die Werte der durchschnittlichen maximalen Gehgeschwindigkeit ist mit 143 cm/s gegenüber der Spannweite für die Werte der mittleren normalen Gehgeschwindigkeit (119 cm/s) sichtlich größer.

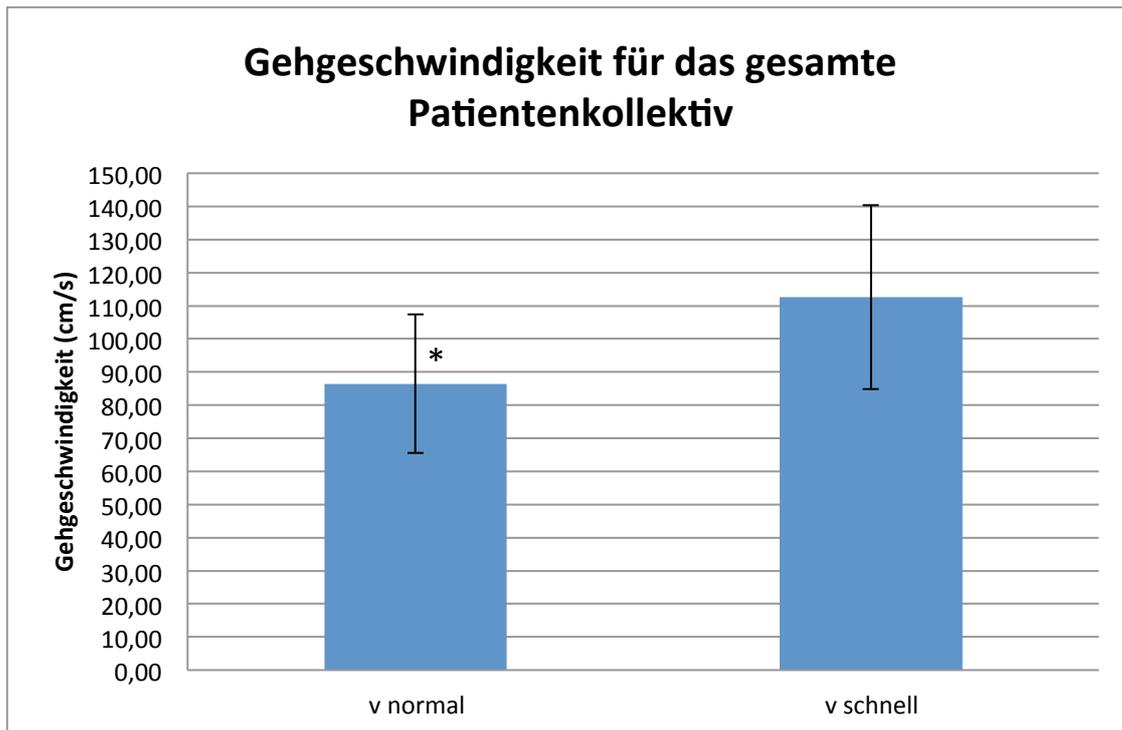


Abbildung 6: Mittlere normale und maximale Gehgeschwindigkeit für das gesamte Patientenkollektiv (n=58)

* Die Fehlerbalken geben die Standardabweichung an

Das Diagramm verdeutlicht noch einmal den mittleren Wert für die normale und maximale Gehgeschwindigkeit für das gesamte Patientenkollektiv. Ebenfalls ersichtlich ist, dass die Streuung um den Mittelwert der durchschnittlichen maximalen Gehgeschwindigkeit deutlich größer ist als die Standardabweichung der mittleren normalen Gehgeschwindigkeit.

4.2.2 Gehgeschwindigkeit in Abhängigkeit vom Alter und Geschlecht

Die acht weiblichen Probanden im betrachteten Kollektiv liefen im Durchschnitt mit einer selbstgewählten normalen Geschwindigkeit von 83 cm/s und einer maximalen Gehgeschwindigkeit von 107 cm/s. Die männlichen Patienten wiesen mit 87 cm/s für die normale Gehgeschwindigkeit und 114 cm/s für die maximale Geschwindigkeit jeweils höhere Werte auf. Diese Unterschiede waren jedoch nicht signifikant ($p = 0,42$ für v normal; $p = 0,27$ für v schnell).

Geschlecht	v normal (cm/s)	v schnell (cm/s)
weibliche Probanden	83 (± 23)	107 (± 26)
männliche Probanden	87 (± 21)	114 (± 28)

Tabelle 4: Normwerte für die durchschnittliche selbstgewählte und maximale Gehgeschwindigkeit in Abhängigkeit vom Geschlecht (n=58)

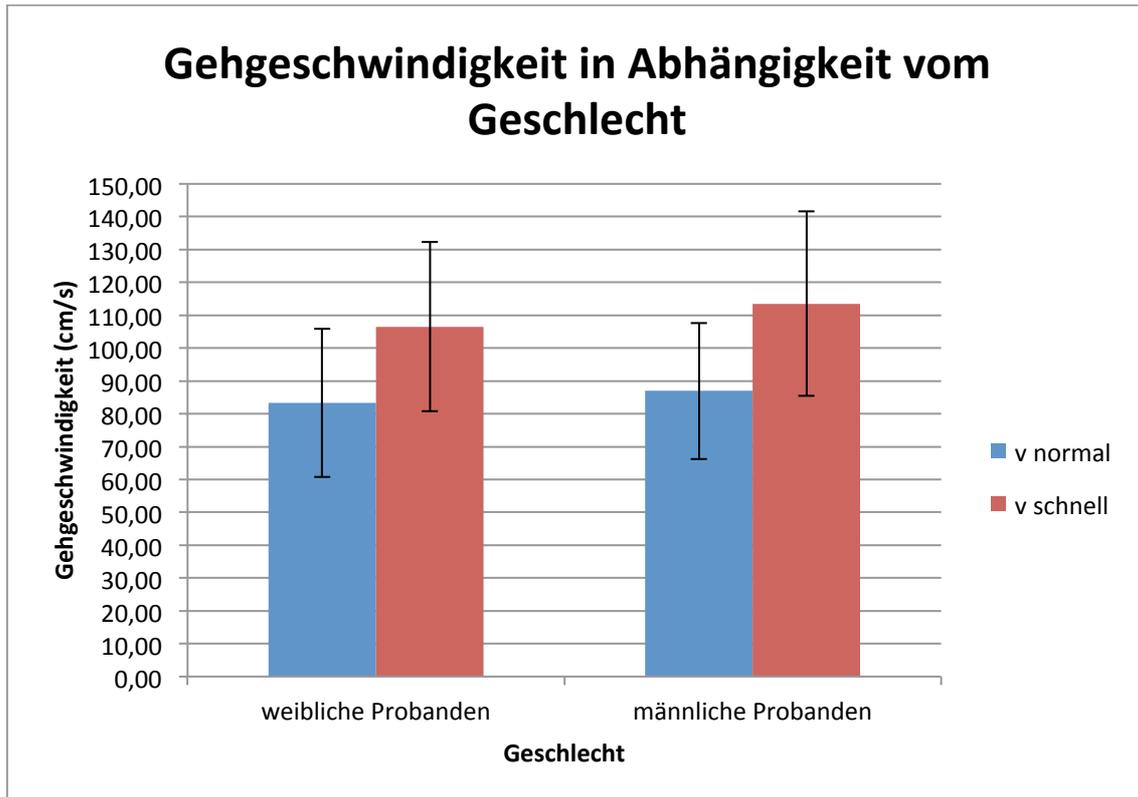


Abbildung 7: Mittlere normale und maximale Gehgeschwindigkeit in Abhängigkeit vom Geschlecht (n=58)

In der folgenden Tabelle sind die berechneten Normwerte für die mittleren normalen wie auch maximalen Gehgeschwindigkeiten in Abhängigkeit vom Alter der Probanden ersichtlich. Die Probanden wurden hierzu in Altersgruppen eingeteilt. Grundsätzlich fällt bei Betrachtung der Daten auf, dass die jüngeren Probanden schneller laufen als die älteren Oberschenkelamputierten. Auffallend ist jedoch auch, dass die Altersgruppe der über Achtzigjährigen jeweils höhere Gehgeschwindigkeiten erreichten als die Probanden in der Altersgruppe von 60-79 Jahren. Das Alter wirkte sich signifikant auf die durchschnittliche selbstgewählte Gehgeschwindigkeit ($p < 0,01$) wie auch auf die maximale Gehgeschwindigkeit ($p < 0,01$) auf.

	Altersgruppen	Mittlere Gehgeschwindigkeit (cm/s)
v normal (cm/s)	bis 39	95 (± 21)
	40-59	96 (± 24)
	60-79	76 (± 15)
	über 80	81 (± 13)
v schnell (cm/s)	bis 39	131 (± 29)
	40-59	121 (± 32)
	60-79	100 (± 19)
	über 80	108 (± 17)

Tabelle 5: Normwerte für die durchschnittliche selbstgewählte und maximale Gehgeschwindigkeit in Abhängigkeit vom Alter (n=62)

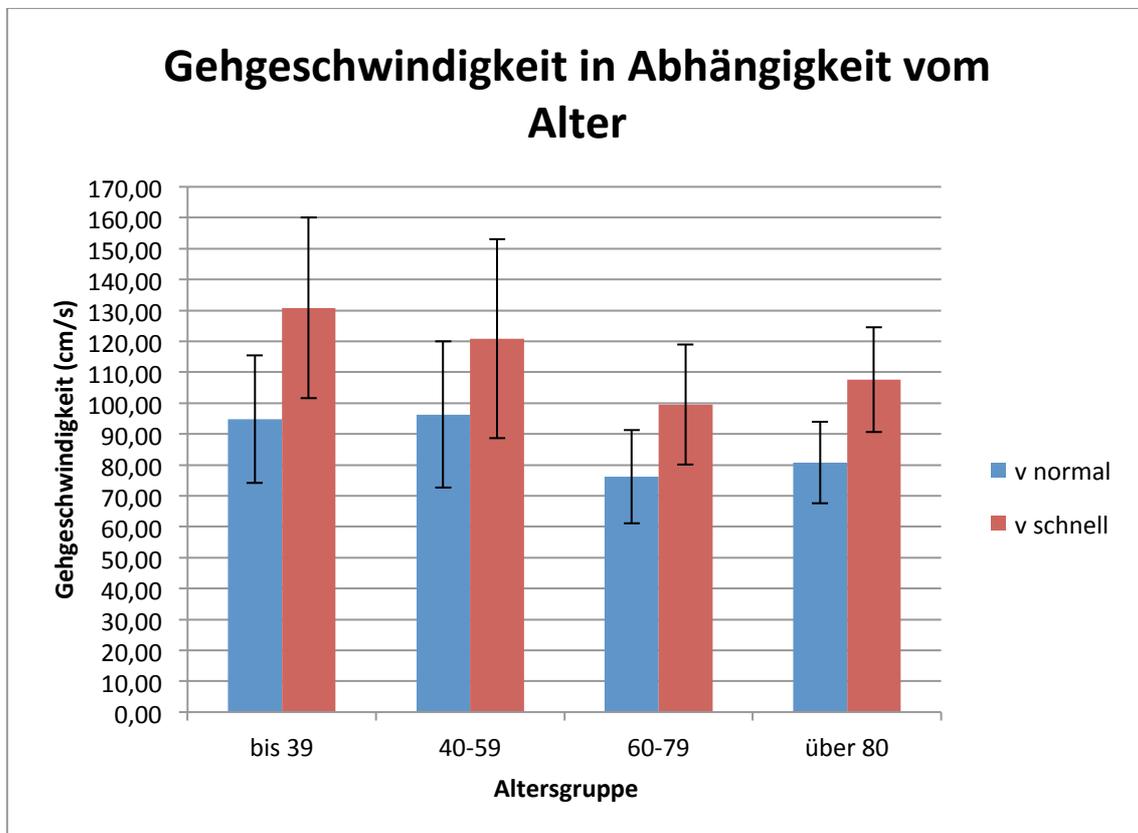


Abbildung 8: Mittlere normale und maximale Gehgeschwindigkeit in Abhängigkeit vom Alter der Probanden (n=62)

4.2.3 Gehgeschwindigkeit in Abhängigkeit von der Amputationsursache

Hinsichtlich der durchschnittlichen selbstgewählten und maximalen Gehgeschwindigkeit in Abhängigkeit von der Amputationsursache ergaben sich signifikante Unterschiede ($p < 0,01$ für v normal; $p < 0,01$ für v schnell).

Die schnellste mittlere normale wie auch maximale Gehgeschwindigkeit erreichten die Probanden, die aufgrund eines malignen Tumors amputiert worden waren. Diese liefen im Mittel mit einer selbstgewählten Geschwindigkeit von 94 cm/s und einer maximalen Geschwindigkeit von 125 cm/s.

Mit einer mittleren normalen Gehgeschwindigkeit von 90 cm/s und einer maximalen Geschwindigkeit von 115 cm/s wiesen die traumatisch amputierten Patienten die zweithöchsten Gehgeschwindigkeiten auf.

Deutlich langsamer als die Probanden mit Amputation nach Malignom oder Trauma liefen die wegen Gefäßerkrankung amputierten Patienten. Diese wiesen eine normale Gehgeschwindigkeit von 74 cm/s und eine maximale Geschwindigkeit von 99 cm/s auf.

Die langsamste mittlere Gehgeschwindigkeit wurde von den Amputierten nach Sepsis bzw. Osteomyelitis gebildet. Die mittlere normale Gehgeschwindigkeit betrug 75 cm/s, die maximale Geschwindigkeit 96 cm/s. Damit erreichten die Probanden mittlere Gehgeschwindigkeiten, die um 20% (bzw. 23%) niedriger waren, als die der Amputierten nach malignem Tumor.

Auffallend groß ist die Spannweite für die normale sowie maximale Gehgeschwindigkeit der traumatisch Amputierten.

	Amputations- ursache	Mittlere Gehgeschwindigkeit (cm/s)	v minimal (cm/s)	v maximal (cm/s)	Spannweite (cm/s)
v normal (cm/s)	Malignom	94 (± 16)	59	128	69
	Trauma	90 (± 20)	47	162	115
	vaskulär	74 (± 23)	44	134	90
	Sonstiges	75 (± 19)	42	104	62
v schnell (cm/s)	Malignom	125 (± 24)	82	170	87
	Trauma	115 (± 25)	70	203	132
	vaskulär	99 (± 34)	60	189	129
	Sonstiges	96 (± 20)	70	124	53

Tabelle 6: Normwerte für die durchschnittliche selbstgewählte und maximale Gehgeschwindigkeit in Abhängigkeit von der Amputationsursache (n=58)

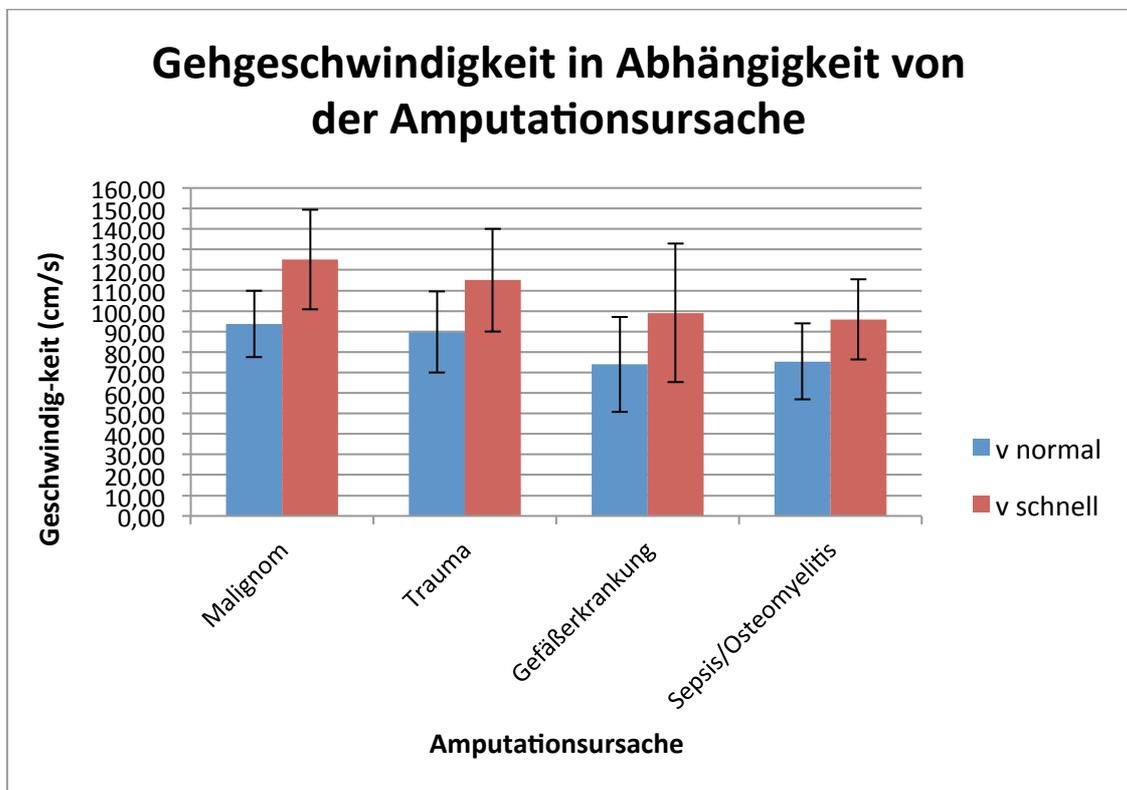


Abbildung 9: Mittlere normale und maximale Gehgeschwindigkeit in Abhängigkeit von der Amputationsursache (n=58)

In der Abbildung wird noch einmal deutlich, dass die Probanden mit tumorbedingter Amputation die höchsten selbstgewählten und maximalen Gehgeschwindigkeiten erreichten, die Patienten mit der Amputationsursache Sepsis/Osteomyelitis hingegen die geringsten.

4.2.4 Gehgeschwindigkeit in Abhängigkeit von der Stumpflänge

Die Probanden mit Knieexartikulation wiesen im betrachteten Kollektiv mit einer mittleren normalen Gehgeschwindigkeit von 99 cm/s und einer maximalen Geschwindigkeit von 136 cm/s die höchsten Gehgeschwindigkeiten auf.

Die Patienten mit langem Stumpf hingegen zeigten mit 77 cm/s (bzw. 98 cm/s) die niedrigste mittlere Gehgeschwindigkeit.

Die Probanden, die auf mittlerer Höhe amputiert wurden, wiesen eine mittlere normale Gehgeschwindigkeit von 88 cm/s und eine maximale von 115 cm/s auf.

Mit 82 cm/s (bzw. 104 cm/s) zeigten die Patienten mit proximaler Amputation geringere Gehgeschwindigkeiten als Amputierte mit mittlerer Stumpflänge oder Knieexartikulierten.

Die Stumpflänge hatte einen signifikanten Einfluss auf die durchschnittliche selbstgewählte sowie maximale Gehgeschwindigkeit ($p < 0,01$ für v normal; $p < 0,01$ für v schnell).

Stumpflänge	v normal (cm/s)	v schnell (cm/s)
kurz	82 (\pm 14)	103 (\pm 20)
mittel	88 (\pm 21)	115 (\pm 28)
lang	77 (\pm 22)	98 (\pm 24)
Knieex	99 (\pm 23)	136 (\pm 26)

Tabelle 7: Normwerte für die durchschnittliche selbstgewählte und maximale Gehgeschwindigkeit in Abhängigkeit von der Stumpflänge (n=58)

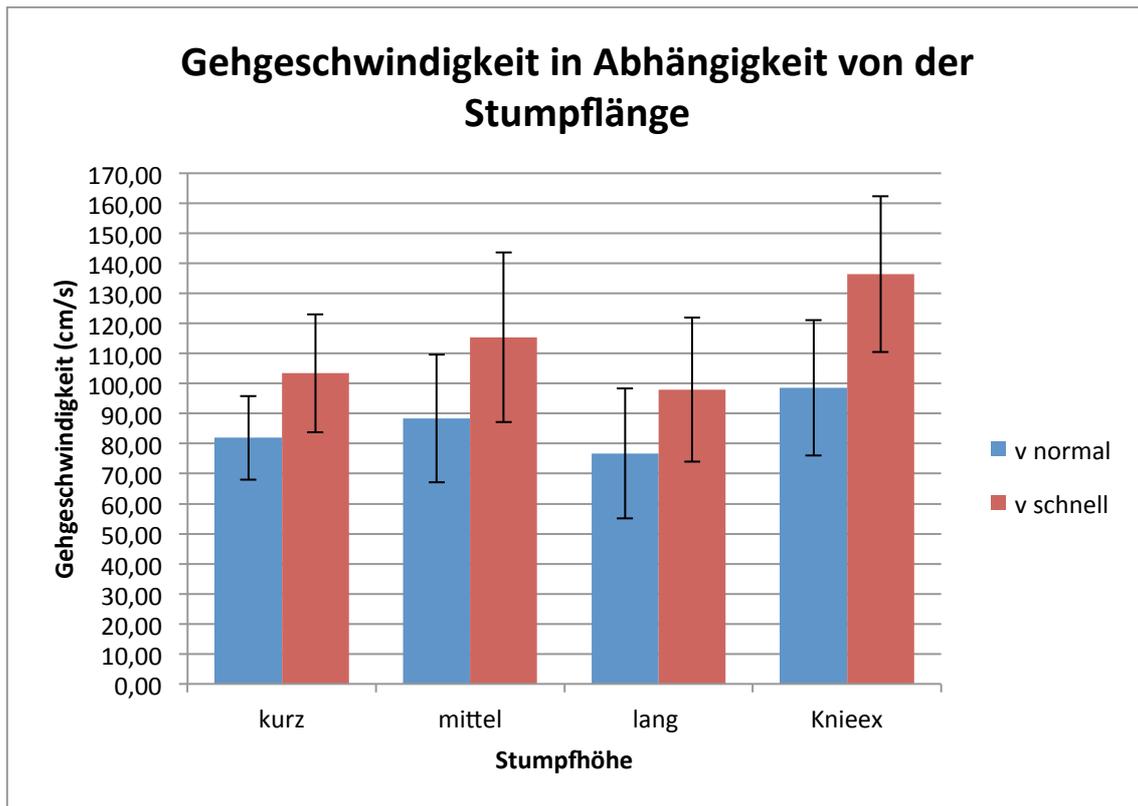


Abbildung 10: Mittlere normale und maximale Gehgeschwindigkeit in Abhängigkeit von der Stumpflänge (n=58)

4.2.5 Gehgeschwindigkeit für mechanische versus elektronische Kniepassteile

Von den 58 betrachteten Patienten sind 57 Probanden mindestens einmal mit elektronischem Kniepassteil und 48 mindestens einmal mit mechanischem Passteil gemessen worden.

Die durchschnittliche normale Gehgeschwindigkeit ist bei Versorgung mit einem mechanischen Kniepassteil im Vergleich zur Versorgung mit einem elektronischen Passteil signifikant geringer ($p < 0,01$ für v normal; $p < 0,01$ für v schnell). Im Mittel liefen die Probanden mit mechanischer Prothese 78 cm/s, bei Versorgung mit einem elektronischen Passteil hingegen 90 cm/s.

Eine ähnliche Wertebeziehung ergibt sich bei Betrachtung der maximalen Gehgeschwindigkeiten: Mit mechanischer Prothese liefen die Probanden im Durchschnitt 102 cm/s, bei Versorgung mit einem elektronischen Passteil hingegen 117 cm/s.

	Prothese	v (cm/s)	v minimal (cm/s)	v maximal (cm/s)	Spannweite (cm/s)
v normal (cm/s)	mechanisch	78 (± 19)	42	120	78
	elektronisch	90 (± 21)	44	162	118
v schnell (cm/s)	mechanisch	102 (± 24)	65	166	101
	elektronisch	117 (± 28)	60	203	143

Tabelle 8: Normwerte für die durchschnittliche selbstgewählte und maximale Gehgeschwindigkeit in Abhängigkeit von mechanischer versus elektronischer Prothese (n=58)

Betrachtet man die Standardabweichungen für die jeweiligen Gehgeschwindigkeiten bei Versorgung mit mechanischem oder elektronischem Kniepassteil, so fällt auf, dass die Streuung um den Mittelwert bei elektronischen Kniepassteilen sowohl für die normale wie auch für die maximale Gehgeschwindigkeit deutlich größer ist.

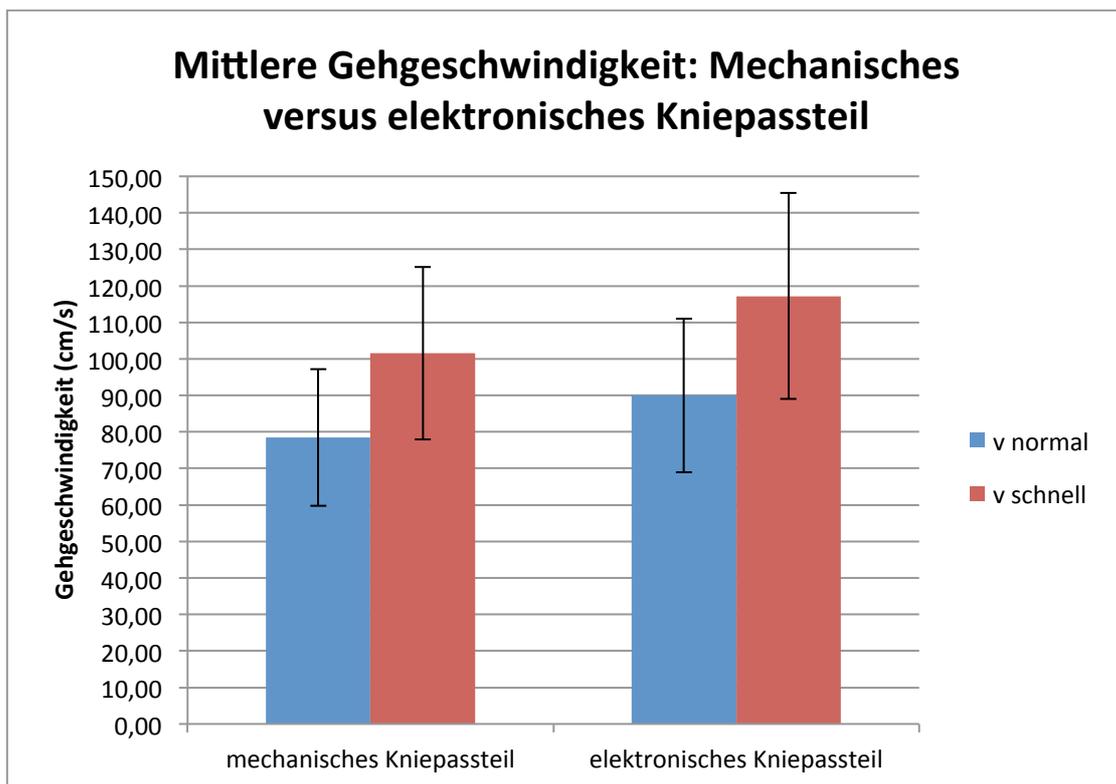


Abbildung 11: Mittlere normale und maximale Gehgeschwindigkeit in Abhängigkeit von mechanischer oder elektronischer Passteilversorgung (n=58)

4.2.6 Gehgeschwindigkeit für verschiedene elektronische Kniepassteile

Wie vorangehend bereits beschrieben, erreichten die Patienten des betrachteten Kollektivs höhere normale wie auch maximale Gehgeschwindigkeiten bei der Versorgung mit einem elektronischen Kniepassteil. Im Folgenden sollen die elektronischen Passteile untereinander verglichen und Unterschiede im Hinblick auf die durchschnittliche minimale und maximale Gehgeschwindigkeit dargestellt werden.

Im betrachteten Patientenkollektiv kamen vier verschiedene elektronische Prothesen zum Einsatz: Das C-Leg, C-Leg Compact, Rheo Knee und das Rheo Knee II. Wie bereits unter 4.1.6 beschrieben, liegen die meisten Messungen mit dem C-Leg, die wenigsten hingegen mit dem neuen Rheo Knee II vor.

Mit einer durchschnittlichen selbstgewählten Gehgeschwindigkeit von 97 cm/s und einer maximalen Geschwindigkeit von 127 cm/s, liefen die Probanden bei Versorgung mit dem Rheo Knee am schnellsten. Das C-Leg ermöglichte mittlere Gehgeschwindigkeiten von 90 cm/s für die normale und 117 cm/s für die maximale Geschwindigkeit. Die geringsten mittleren Gehgeschwindigkeiten wurden hingegen mit dem Rheo Knee II und dem C-Leg Compact erzielt. Hierbei betrug die mittlere normale Geschwindigkeit 87 cm/s für das Rheo Knee II und 86 cm/s für das C-Leg Compact. Auch bei der durchschnittlichen maximalen Gehgeschwindigkeit erreichten die Probanden bei Versorgung mit dem Rheo Knee II und das C-Leg Compact ähnliche Werte: 114 cm/s (Rheo Knee II) und 111 cm/s (C-Leg Compact). Die Unterschiede im Hinblick auf die durchschnittliche normale und maximale Gehgeschwindigkeit der verschiedenen elektronischen Passteile verhalten sich nicht signifikant zueinander ($p = 0,27$ für v normal; $p = 0,26$ für v schnell).

	Prothese	Gehgeschwindigkeit (cm/s)	v minimal (cm/s)	v maximal (cm/s)	Spannweite (cm/s)
v normal (cm/s)	Rheo	97 (± 21)	61	136	75
	C-Leg	90 (± 23)	48	162	113
	Rheo II	87 (± 22)	44	147	103
	C-Leg	86 (± 14)	62	121	59
	Compact				
v schnell (cm/s)	Rheo	127 (± 26)	76	163	87
	C-Leg	117 (± 30)	60	203	143
	Rheo II	114 (± 28)	63	189	127
	C-Leg	111 (± 24)	70	170	99
	Compact				

Tabelle 9 : Normwerte für die durchschnittliche selbstgewählte und maximale Gehgeschwindigkeit in Abhängigkeit von der elektronischen PASTEILVERSORGUNG (n=58)

Wie in der vorangestellten Tabelle ersichtlich, wurden Maximalwerte für die normale wie auch schnelle Gehgeschwindigkeit jeweils mit dem C-Leg erreicht, die Spannweite ist hingegen auffallend groß.

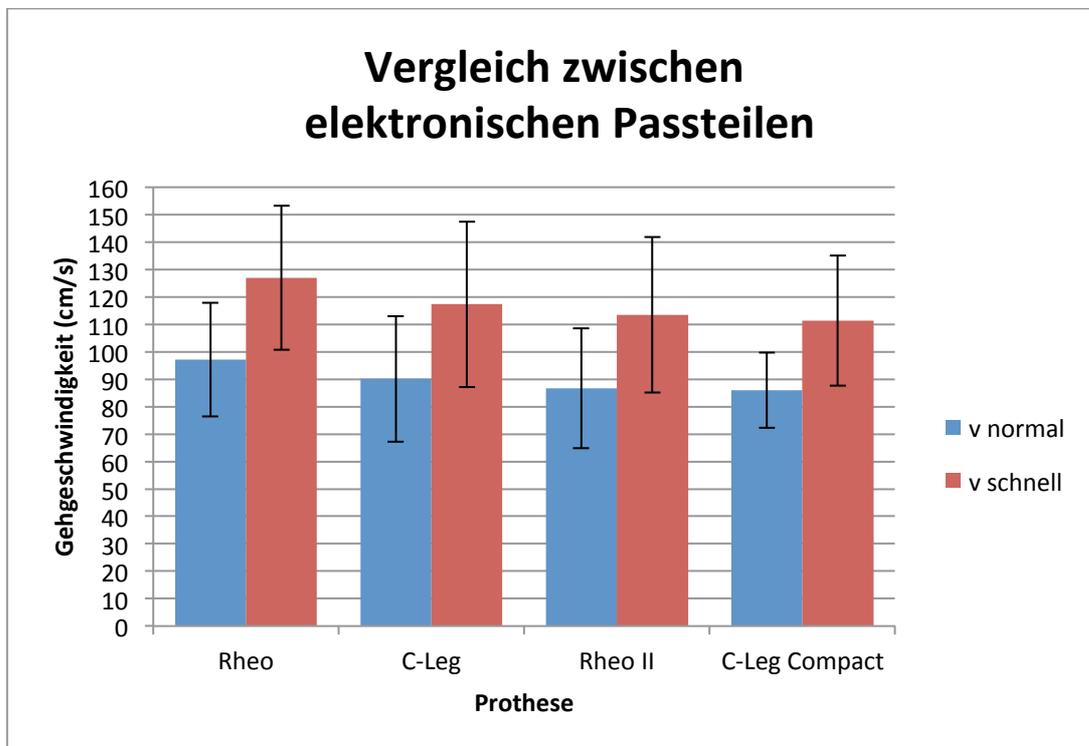


Abbildung 12: Mittlere normale und maximale Gehgeschwindigkeit für verschiedene mikroprozessorgesteuerte Kniepassteile (n=58)

5 Diskussion

5.1 Diskussion der Basisdaten

5.1.1 Geschlecht und Alter

In dem betrachteten Patientenkollektiv sind 50 der 58 Probanden männlich, was einem Verhältnis von circa 1:6 (weiblich: männlich) entspricht.

Eine aussagekräftige Information über die Struktur der Geschlechterverteilung der Menschen mit einer Amputation liefert das Statistische Bundesamt. In einem Kurzbericht über die Statistik schwerbehinderter Menschen in Deutschland aus dem Jahr 2007 wurden 6,9 Millionen Menschen als schwerbehindert erfasst, was einem Anteil von 8,4 % an der Gesamtbevölkerung entspricht. 52 % der amputierten Menschen waren männlich (1).

In einer weiteren Darstellung des Kurzberichtes wurde zwischen Art der Behinderung differenziert wie auch weitergehend nach Art der Amputation unterschieden: 44181 Menschen litten zum Zeitpunkt der Datenerfassung an dem Verlust eines Beines, 8077 waren bilateral amputiert, 1643 wiesen den Verlust eines Armes und Beines auf und 1671 Menschen litten sogar an der Amputation von drei oder vier Gliedmaßen. Von den 44181 unilateral Beinamputierten, die in der vorliegenden Arbeit von besonderer Relevanz sind, waren zum Ende des Jahres 2007 11645 Personen weiblich (1). Dies entspricht einem Anteil von 26 % und einem Geschlechterverhältnis von 1:3 (weiblich: männlich).

Ein ähnliches Geschlechterverhältnis lässt sich auch in verschiedenen Studien über die Gehgeschwindigkeit einseitig Beinamputierter finden. So berichteten Jones et al. über 25 transfemorale amputierte Probanden mit einem Geschlechterverhältnis von 1:3 (weiblich: männlich) (34). In einer Studie zur Mobilität von 357 einseitig ober- und unter-schenkelamputierten Probanden gaben Davies und Datta ein Geschlechterverhältnis von circa 1:3 (weiblich: männlich) an (17). In beiden Studien waren periphere Durchblutungsstörungen die Hauptamputationsursache.

In allen zitierten Studien sind die Inzidenz und Prävalenz einseitiger Oberschenkelamputation bei Männern höher als bei Frauen.

Dies erscheint auch plausibel, bedenkt man hierbei, dass die überwiegende Amputationsursache in Industrieländern auf periphere Durchblutungsstörungen zurückzuführen ist. Da mehr Männer als Frauen stark rauchen und damit ein wesentlicher Risikofaktor für arterielle Verschlussleiden bei Männern häufiger vorliegt, ist auch die Zahl der Majoramputationen bei Männern höher.

Im Vergleich zu den Angaben der Literatur sind die männlichen Probanden im hier betrachteten Kollektiv allerdings deutlich überrepräsentiert. Dies erklärt sich durch die Amputationsursache, die bei 55 % der Probanden traumatisch bedingt ist (Unfallopfer/Kriegsversehrte). Kriegsversehrte, die im betrachteten Kollektiv mit 22 % in hohem Maße vertreten sind, sind ganz überwiegend männlich. Die Frauen, die Leistungen aus der Kriegsoferversorgung bekommen, werden als Kriegsofopfer (Zivilisten, verletzt durch Bomben und Minen) bezeichnet und sind selten Kriegsversehrte (Militärangehörige).

Des Weiteren sind die Unfallrisiken zwischen Männern und Frauen ungleich verteilt. Schließlich lassen sich sowohl unter den Motorradfahrern, eine der Hauptrisikogruppen für Unfallvorgänge, als auch bei beruflich bedingten Vielfahrern, beispielsweise Lastkraftfahrern, vorwiegend Männer finden.

Diese Annahme wird auch von MacKenzie et al. in einer Funktionsanalyse von 161 rein traumatisch Amputierten bekräftigt, in der 84 % der unilateral Oberschenkelamputierten männlich sind (48).

Hierbei ist ebenfalls hervorzuheben, dass die Klinische Prüfstellung für Technische Orthopädie der Uniklinik Münster Forschungen im Auftrag des BMAS durchführt, die speziell unter dem Aspekt der Kriegsoferversorgung (KOV) stehen. Daher wurden bei der Probandenauswahl gezielt diese Personengruppen berücksichtigt, folglich eher betagte, posttraumatisch amputierte Männer, deren Amputation Dekaden zurückliegt.

Das mittlere Alter der Probanden zum Zeitpunkt der Messungen betrug 52 Jahre mit einer Spannweite von 18-85 Jahren. Das Alter zum Zeitpunkt der Amputation lag im Durchschnitt bei 34 Jahren.

Betrachtet man die Daten des Statistischen Bundesamtes aus dem Jahre 2007, so waren mehr als 40 % der unilateral Beinamputierten über 75 Jahre alt (1).

Ähnliche Angaben macht Klein in seiner retrospektiven Studie, bei der mehr als 75 % der unilateral Beinamputierten über 60 Jahre alt sind (40).

Bui-Khac berichtet in einer retrospektiven Untersuchung 71 beinamputierter Probanden einer spezialisierten Rehabilitationsklinik (Bad Rothenfelde, Klinik Münsterland) von einem mittleren Alter bei Amputation von 52 Jahren. Die meisten Patienten wurden zwischen dem 60. und 70. Lebensjahr amputiert (14).

Groß gibt das mittlere Alter 19 major-amputierter Probanden mit 60 Jahren an (25).

Die Literaturwerte stützen also die Behauptung, dass sowohl für Patienten, die eine Amputation erleiden (Amputationsalter), als auch für die Gruppe amputierter Menschen (Untersuchungsalter), das mittlere Lebensalter in der siebten und achten Lebensdekade zu erwarten ist.

Die Diskrepanz zwischen den in der Literatur angegebenen Werten und denen des betrachteten Patientenkollektivs ergibt sich möglicherweise durch eines der Ausschlusskriterien in den Studien der Klinischen Prüfstelle Münster. Im Hinblick auf die Normwerterhebung von normaler selbstgewählter wie auch maximal erreichbarer Gehgeschwindigkeit wurden nicht gehfähige Beinamputierte, die erwartungsgemäß auch ein durchschnittlich höheres Alter aufweisen, ausgeschlossen.

Des Weiteren wurden in den hier betrachteten Studien vor allem traumatisch Amputierte gemessen. In diesem Patientenkollektiv befinden sich zwar einige Kriegsversehrte, die dementsprechend ein höheres Alter aufweisen, allerdings sind 59% der traumatisch Amputierten verunfallte Patienten.

Angaben aus der Literatur zeigen, dass Probanden mit traumatisch bedingter Amputation im Mittel ein charakteristisch niedrigeres Alter aufweisen als vor allem vaskulär bedingt Amputierte, die in den meisten Studien den größten Anteil ausmachen. So wiesen

die zehn traumatisch Oberschenkelamputierten Probanden in der Studie von Genin et al. ein mittleres Alter von 34,7 Jahren auf (21), die 34 traumatisch Oberschenkelamputierten in einer Arbeit von MacKenzie et al. ein durchschnittliches Alter von 33 Jahren (48). Auch bei Jeagers et al. fand sich ein mittleres Alter der Probanden mit einseitiger traumatisch bedingter Oberschenkelamputation, die alle mindestens zwei Jahre nach Amputation untersucht wurden, von 35,7 Jahren (31).

5.1.2 Seitenlokalisierung

23 der Probanden (40%) des betrachteten Kollektivs wurden rechtsseitig, 35 (60%) linksseitig amputiert. Bei allen Patienten handelt es sich um unilaterale Amputationen.

Bei Betrachtung der Literatur überwog je nach Patientenkollektiv eine andere Amputationsseite. Maßgebliche Rückschlüsse darauf, ob und vor allem warum eine Amputationsseite überwiegt, lassen sich mithilfe der Literaturangaben nicht ziehen.

In einer Studie aus der Klinik Münsterland von Bui-Khac waren 65 % der Probanden linksseitig beinamputiert (14).

Ein ähnliches Bild zeigt sich ebenfalls in einer Studie von Isakow et al., in der fünf der 14 Probanden rechts- und neun linksseitig amputiert waren (30).

Hermodsson et al. beschrieben ein Patientenkollektiv von 24 Unterschenkelamputierten, von denen jeweils 12 rechts- bzw. linksseitig amputiert waren (27).

Mehr rechtsseitig Amputierte (63 %) wurden in einer Studie von Vickers et al. zu Gangcharakteristika einseitig Unterschenkelamputierter beschrieben (62).

Da viele Amputierte aufgrund eines Traumas operiert werden und Verkehrsunfälle als Hauptunfallursache gelten, ist es denkbar, dass in Ländern mit Rechtsverkehr Beinamputationen auf der linken Körperseite überwiegen.

Die oben genannten Studien stützen diese Annahme: In den Untersuchungen aus Deutschland (Bui-Khac) und Israel (Isakow et al.) – beides Länder mit Rechtsverkehr – sind charakteristisch mehr Probanden linksseitig amputiert. Vickers et al. von der University of New South Wales in Australien hingegen beschreiben ein Patientenkollektiv

mit überwiegend rechtsseitiger Amputation. In Australien herrscht bekanntermaßen Linksverkehr.

5.1.3 Amputationsursache

Mit einem Anteil von 55 % weisen die meisten Probanden des betrachteten Kollektivs eine Amputation aufgrund eines Traumas (Kriegsverletzung oder Unfall) auf. 21 % der Patienten wurden aufgrund einer vaskulären Erkrankung und 17 % nach Malignom amputiert. Nur 7 % der Probanden weisen eine durch Infektion bedingte Amputation auf.

Im Hinblick auf die Häufigkeitsverteilung der Amputationsursachen ergeben sich charakteristische Unterschiede zwischen dem hier betrachteten Kollektiv und der allgemeinen Bevölkerung in Industriestaaten.

Als weitaus häufigste Ursache für eine Amputation der unteren Extremität in modernen Industrienationen können periphere Durchblutungsstörungen angesehen werden. Baumgartner und Botta liefern eine aussagekräftige Statistik, die auf einem Amputationsregister aus Dänemark basiert: Mit einem Anteil von 85 % dominieren die vaskulären Erkrankungen mit/ohne Diabetes als Amputationsursache gegenüber traumatisch bedingten Amputationen (4 %), Infektionen (2 %) und malignen Erkrankungen (2 %) (5).

Des Weiteren nahmen Baumgartner und Botta den Vergleich mit dem westafrikanischen Land Togo vor, in dem sich im Hinblick auf die Amputationsursachen ein völlig anderes Bild bietet. Dort nehmen traumatisch bedingte Amputationen mit einem Anteil von 24 % und Amputationen aufgrund von Tumorerkrankungen (42 %) einen auffallend anderen Stellenwert ein. Die großen Unterschiede zwischen den Ursachenstatistiken aus Industrieländern wie Dänemark oder den Niederlanden einerseits und Ländern mit erheblichen Unterschieden in ethnographischen, sozioökonomischen, klimatischen Gesichtspunkten andererseits lassen darauf schließen, aus welchen Faktoren Einfluss auf die Amputationshäufigkeit genommen wird. Interessant wäre hierbei z.B. eine nähere Betrachtung der onkologischen Epidemiologie in einem westafrikanischen Land wie Togo, jedoch soll dies in der vorliegenden Arbeit nicht näher thematisiert werden.

Bei Betrachtung verschiedener Studien, die sich mit der Mobilität Oberschenkelamputierter Menschen oder der Analyse von Gangparametern beschäftigen, fällt auf, dass – kontrastierend zu der allgemeinen Häufigkeitsverteilung der Amputationsursachen in Industrienationen - häufig traumatisch Amputierte untersucht werden. So berichteten MacKenzie et al. in einer Studie über 161 traumatisch Oberschenkelamputierte (48). Sjö Dahl et al. beschrieben ganganalytische Parameter von neun transfemorale Amputierten aufgrund von Trauma oder Malignom (57). Jones et al. bewerteten die klinische Nützlichkeit der selbstgewählten Gehgeschwindigkeit als objektivierbare Größe bei 25 Oberschenkelamputierten, von denen jeweils zehn Probanden Amputationen traumatischer oder vaskulärer Genese aufwiesen (34). Auch Kark et al. untersuchten in einer Studie acht Oberschenkelamputierte, von denen sieben traumatisch amputiert wurden (37).

Da ganganalytische Untersuchungen eine relativ konstante Belastbarkeit der Probanden voraussetzen müssen, ist zu erwarten, dass vor allem posttraumatisch Amputierte an den Studien teilnehmen. Periphere Durchblutungsstörungen sind in der Regel mit höherem Alter wie auch Multimorbidität vergesellschaftet. Hervorzuheben ist ebenfalls, dass längst nicht alle Oberschenkelamputierten Gefäßpatienten eine Prothese bekommen.

Des Weiteren kann der hohe Anteil traumatisch amputierter Probanden im betrachteten Kollektiv durch die Patientenauswahl der Klinischen Prüfstelle Münster erklärt werden: Es wurden vor allem Gangparameter von Kriegsversehrten gemessen, da geprüft werden sollte, ob und inwieweit technische Neuerungen oder Fortentwicklungen Vorteile für diesen Personenkreis brachten (54).

5.1.4 Stumpflänge

Mit einem Anteil von 53 % wurden die meisten Patienten auf Höhe des mittleren Femurdrittels amputiert. 21 % verfügen über einen kurzen Stumpf, Amputationen auf Höhe des unteren Femurdrittels und Knieexartikulationen sind im betrachteten Kollektiv mit 14 % und 12 % charakteristisch seltener vertreten.

Bei Betrachtung verschiedener Studien fällt auf, dass auch dort der mittellange Oberschenkelstumpf am häufigsten beschrieben wird.

Macfarlane et al. berichteten über fünf Probanden, die alle auf Höhe des mittleren Oberschenkels amputiert wurden. Patienten mit weiter proximaler Amputation eigneten sich in der Regel andere Gangmechanismen an, indem sie beispielsweise mehr Oberkörperbewegungen zur Balancestabilisierung benötigten. Bei der Untersuchung von Gangparametern wie vor allem der Symmetrie erscheine es daher sinnvoll, die Stumpflänge mit den jeweiligen Parametern in Abhängigkeit zu setzen (47).

In einer Ganganalyse von neun transfemorale Amputierten untersuchten Sjødahl et al. fünf Probanden mit Amputation auf Höhe des mittleren Oberschenkels und nur jeweils zwei mit kurzem bzw. langem Stumpf (57).

Über eine ähnliche Häufigkeitsverteilung der Stumpflängen berichteten Jaegers et al.: Von den elf Oberschenkelamputierten nach Trauma oder Osteosarkom verfügten jeweils zwei Patienten über einen kurzen bzw. langen Stumpf und immerhin sieben über einen mittellangen Stumpf (31).

Die Wahl der Amputationshöhe im Oberschenkel ist eine komplexe wie auch rege diskutierte Thematik, die natürlich von der Grunderkrankung, aber auch von der Philosophie der Operateure abhängt.

Baumgartner und Botta plädieren, dass selbst ein langer Oberschenkelstumpf jeder Amputation im Bereich des Kniegelenks unterlegen sei. Die Autoren sprechen sich dafür aus, anstelle einer Oberschenkelamputation – wenn möglich – die Femurkondylen ganz oder teilweise zu erhalten. Sie sehen weder durch Alter oder Ätiologie eine Einschränkung dieser Indikation, da sich durch die Knieexartikulation im Vergleich zur Oberschenkelamputation viele Vorteile ergeben. Beispielsweise müsse weder Muskulatur noch Knochen durchtrennt werden, die postoperativen Komplikationen seien geringer und die Endbelastbarkeit sei vollständig vorhanden. Die Femurkondylen seien „doch von Hause aus dafür konstruiert, das ganze Körpergewicht auf das Tibiaplateau zu übertragen.“ (5)

Sei eine Amputationen im Bereich des Oberschenkels allerdings unter keinen Umständen zu vermeiden, so sei es von besonderer Relevanz, um jeden Zentimeter zu kämpfen. Baumgartner und Botta argumentieren ebenfalls: „Freilich erhalten wir den klassischen Stumpf mit zylindrischer Form und guter Weichteildeckung des Stumpfes erst im mittleren Drittel des Femurschaftes [...]. Längere Stümpfe sind aus anatomischen Gründen schlechter gepolstert [...]. Von kürzeren Stümpfen wissen wir, dass ihr Hebelarm in immer schlechterem Verhältnis zur Länge und zum Gewicht der Prothese steht.“ (5)

Eine hohe Amputation stelle, so Baumgartner und Botta, einen schwereren Eingriff dar als eine periphere. Wundfläche, Blutverlust und die damit verbundene Gefahr von Infektionen seien höher. Amputationen im Oberschenkel oder der Hüfte bergen Komplikationen, die schwerer handhabbar seien, da Nachamputationen je nach Stumpflänge nur eingeschränkt möglich seien. Die Herausforderung der Technischen Orthopädie sei es daher, möglichst peripher zu amputieren und trotzdem die Zahl der Wundheilungsstörungen möglichst gering zu halten (5).

Auch Wetz et al. heben die bessere Funktionalität eines möglichst langen knöchernen Stumpfes hervor. Bei einer Oberschenkelamputation spiele unter anderem die Erhaltung des langen Kopfes des Musculus adductor magnus eine entscheidende Rolle für die Vermeidung von Fehlstellungen und unnötigen Funktionsverlusten (64).

Brückner fasst zusammen, dass der Stumpf mit jeder Kürzung an Kraft, Hebelarmwirkung, Oberfläche und Muskelvolumen verliere. Die Stumpflänge beeinflusse die Kraftübertragung und wirke als Hebelarm auf die Prothesenführung (13).

Auch laut den Leitlinien der Deutschen Gesellschaft für Gefäßchirurgie ist die Knieexartikulation der Oberschenkelamputation vorzuziehen, da sie für den Patienten weniger traumatisierend und die Mobilität bei entsprechender Prothesenversorgung deutlich besser sei. Nachteilig an der Knieexartikulation sei allerdings die häufigere Wundheilungsstörung, sodass dieses Verfahren bei kritischer Durchblutungssituation eher selten in Betracht komme (2).

5.2 Kinematische Parameter

5.2.1 Gehgeschwindigkeit des gesamten Patientenkollektivs

Die 58 einseitig Oberschenkelamputierten Probanden liefen im Durchschnitt mit einer selbstgewählten, normalen Gehgeschwindigkeit von 86 cm/s und einer maximalen Gehgeschwindigkeit von 113 cm/s. Die Spannweite für die Werte der maximalen Gehgeschwindigkeit ist mit 143 cm/s gegenüber der Spannweite für die Werte der normalen Gehgeschwindigkeit mit 119 cm/s charakteristisch größer.

Bevor Normwerte für die Gehgeschwindigkeit einseitig Oberschenkelamputierter näher betrachtet und im Hinblick auf Ergebnisse der einschlägigen Literatur diskutiert werden, stellt sich die Frage, welche Gehgeschwindigkeiten für nicht amputierte, gesunde Menschen als normal angesehen werden können.

Bohannon et al. präsentierten in ihrer Studie Normwerte für die selbstgewählte und maximale Gehgeschwindigkeit gesunder Erwachsener im Alter zwischen 20-79 Jahren. Für die Studie wurden 230 gesunde Probanden ohne bekannte neuromuskuläre, kardiovaskuläre oder muskuloskeletale Erkrankungen gewählt, die mindestens 30 Meter ohne Hilfsmittel oder Anweisungen gehen konnten.

Es wurden Werte für die selbstgewählte Gehgeschwindigkeit von 127 cm/s (Frauen in der achten Lebensdekade) bis 146 cm/s (Männer in der fünften Dekade) erreicht. Die mittlere maximale Gehgeschwindigkeit reichte von 175 cm/s (Frauen in der achten Lebensdekade) bis 253 cm/s (Männer in der zweiten Dekade). Die Studie zeigt, dass Alter, Körpergröße und Muskelstärke der unteren Extremität sowohl mit der eigengewählten als auch der maximalen Gehgeschwindigkeit korrelieren. Männer wiesen eine signifikant höhere Geschwindigkeit für die maximale Gehgeschwindigkeit auf als Frauen (12).

Auch Kodesh et al. lieferten Normwerte für die selbstgewählte und maximal erreichbare Gehgeschwindigkeit von 22 nicht-amputierten Probanden. Die hier untersuchten gesunden Probanden wiesen ein mittleres Alter von 27,2 Jahren auf. Im Durchschnitt erreichten sie eine selbstgewählte Gehgeschwindigkeit von 146 cm/s und eine maximale Geschwindigkeit von 268 cm/s (41). Die gemessenen Werte gleichen weitgehend denen von Bohannon et al., wenngleich sie etwas nach oben hin abweichen. Als Grund hierfür kann das erheblich niedrigere Durchschnittsalter der Probanden von 27,2 Jahren angesehen werden.

Jaegers et al. berichteten über elf männliche Oberschenkelamputierte, die nach Trauma oder wegen einer malignen Erkrankung amputiert worden waren. Diese wiesen ein Durchschnittsalter von 35,7 Jahren auf. Mit einer mittleren selbstgewählten Gehgeschwindigkeit von 101 cm/s und einer mittleren maximalen Geschwindigkeit von 125 cm/s erreichten die amputierten Patienten 26% (bzw. 11%) niedrigere Werte als die in der Studie betrachteten zwei gesunden Probanden (31).

Die These, dass Beinamputierte im Allgemeinen langsamer gehen als gesunde Probanden, wurde des Weiteren von Genin et al. aufgestellt und belegt. Es wurde der Energieverbrauch von 19 kambodschanischen Beinamputierten (zehn transfemorale und neun transtibiale Amputierte) wie auch von 13 gesunden Probanden gemessen. Hierfür liefen die Patienten bei verschiedenen Geschwindigkeiten zwischen 30 cm/s und einer maximal erreichbaren Gehgeschwindigkeit. Es zeigte sich erstens, dass die mittlere maximale Gehgeschwindigkeit der traumatisch Oberschenkelamputierten mit 120 cm/s deutlich geringer war als die von Unterschenkelamputierten (160 cm/s) und gesunden Probanden (200 cm/s). Zweitens ließ die Studie den Schluss zu, dass der Energieverbrauch von Oberschenkelamputierten im Durchschnitt 30-60 % höher war als der von nicht Amputierten, was Genin et al. als Erklärung für die geringere Gehgeschwindigkeit amputierter Probanden angeben (21).

Laut Detrembleur et al. haben viele Studien bereits gezeigt, dass Amputierte während des Laufens einen höheren Energieverbrauch als gesunde Probanden aufweisen. Bei einer optimalen Gehgeschwindigkeit gesunder Menschen, die in der Regel zwischen 111 und 138 cm/s liegt, werde ein bestimmter optimaler und konstanter Energieverbrauch erreicht und das Gehen hierdurch als angenehme

Normalgeschwindigkeit empfunden. Bei Amputierten sei dieser Energieverbrauch sowohl durch verschiedene intrinsische Faktoren wie z.B. die Amputationshöhe und –ursache als auch durch extrinsische Parameter (z.B. Gangeffizienz) erhöht, sodass die Probanden geringere Gehgeschwindigkeiten wählten (18).

Eine weitere Erklärung für die herabgesetzte Gehgeschwindigkeit von Oberschenkelamputierten gegenüber gesunden Menschen ist auf die veränderte Biomechanik nach Amputation eines Beines zurückzuführen. Oberschenkelamputierte müssen den Verlust des Knies mit dem gesamten Körper ausgleichen (23). Die Interaktion zwischen Becken und Thorax spielt laut Pillet et al. eine wichtige Rolle für den menschlichen Gang. Bei Oberschenkelamputierten sei die physiologische gegenläufige Rotationsbewegung von Becken- und Schultergürtel herabgesetzt und führe somit zu einer niedrigeren Gehgeschwindigkeit.

Bei Betrachtung der Literatur fällt auf, dass sich viele ganganalytische Studien mit der Biomechanik amputierter Probanden befassen. Da dies eine sehr umfangreiche, separat zu betrachtene Thematik darstellt, soll hierauf nicht im Detail eingegangen werden.

Im Hinblick auf die vorliegende Arbeit ist von besonderem Interesse, ob und wenn ja welche Normwerte von selbstgewählter und maximaler Gehgeschwindigkeit einseitig Oberschenkelamputierter in der Literatur vorliegen und in welcher Beziehung diese zu den ermittelten Werten der Klinischen Prüfstelle Münster stehen.

Hierzu wurde eine systematische Literaturrecherche in der Datenbank „PubMed“ mit folgenden Suchbegriffen durchgeführt: lower limb amputation, transfemoral amputation, walking velocity, gait speed, gait analysis. Als MeSH Terms wurden folgende gewählt: amputation, femur, gait, pace. Die vier Begriffe wurden jeweils in allen möglichen Kombinationen mit „und“ und „oder“ verknüpft. Referenzen in relevanten Reviews und Studien wurden nach zusätzlicher Literatur durchsucht.

Von besonderem Interesse waren im Hinblick auf die Ausgangsfrage ganganalytische Untersuchungen zu einseitig Oberschenkelamputierten. Es fanden sich jedoch nur wenige Studien mit dieser Thematik. Viele ganganalytische Studien zu Beinamputierten beschäftigen sich vorwiegend mit Parametern zur Symmetrie und der Messung des

Energieverbrauches bei verschiedenen mithilfe eines Laufbandes vorgegebenen Gehgeschwindigkeiten.

Kinematische Parameter wie die selbstgewählte und maximale Gehgeschwindigkeit werden nur selten beleuchtet. Ferner erbrachte die Literaturrecherche keine relevanten Fundstellen im Hinblick auf Normwerte für ein größeres Patientenkollektiv.

Des Weiteren betrachten die meisten Studien Probanden mit Unterschenkelamputation, da diese in der Regel mobiler sind und sich somit besser für ganganalytische Studien eignen. In der vorliegenden Arbeit wurden auch einige Literaturstellen über transtibial Amputierte betrachtet, da diese teilweise interessante Schlussfolgerungen zuließen. Hierauf soll unter 5.2.4 detaillierter eingegangen werden.

Die hier betrachtete Patientenzahl von 58 einseitig Oberschenkelamputierten Probanden erweist sich im Vergleich mit der studierten Literatur als durchaus relevant. Keine der Studien betrachtet in vergleichbarer Anzahl Gehgeschwindigkeiten bzw. andere Gangparameter von einseitig Oberschenkelamputierten. Gründe hierfür sind vielfältiger Natur: Amputierte Patienten weisen in der Regel ein höheres Lebensalter auf und sind oftmals multimorbide. Sie sind häufig nur wenig mobil, können auch Prothesen nur eingeschränkt nutzen und haben eine geringe Lebenserwartung. Ganganalysen sind somit nur schwer bzw. mit nur wenig Oberschenkelamputierten möglich, was wiederum die geringen Kollektivgrößen begründet. Des Weiteren gibt es nur wenige orthopädische Kliniken in Deutschland, die über hinreichend große Patientenzahlen an Oberschenkelamputierten verfügen, um solche Studien durchzuführen.

Im Folgenden sollen einzelne Studienergebnisse kurz dargestellt und mit den hier ermittelten Daten der Klinischen Prüfstelle verglichen werden.

In einer Ganganalyse von Pillet et al. zur Untersuchung des Einflusses der Gehgeschwindigkeit auf Becken- und Thoraxbewegungen wurden 27 Oberschenkelamputierte mit einem mittleren Alter von 50,9 Jahren untersucht. Bei den Patienten handelte es sich vor allem um traumatisch Amputierte. Ebenfalls wurde eine Kontrollgruppe von 33 gesunden Probanden betrachtet. Die transfemorale Amputierten liefen mit einer durchschnittlichen selbstgewählten Gehgeschwindigkeit von 100 ± 20

cm/s, die gesunde Kontrollgruppe zeigte eine mittlere Geschwindigkeit von 120 +/- 20 cm/s (23). Die gemessene mittlere Gehgeschwindigkeit ist in der Studie von Pillet et al. also deutlich höher als die mittlere selbstgewählte Gehgeschwindigkeit von 86 cm/s des hier betrachteten Kollektivs, wenngleich das Studiendesign ähnlich erscheint. Bei genauerer Betrachtung fällt allerdings auf, dass bei Pillet et al. fast ausschließlich traumatisch Amputierte betrachtet wurden sowie nur 30 % der Probanden über 60 Jahre alt waren. Bei den gemessenen Probanden der Klinischen Prüf stelle weisen immerhin 52 % ein Alter über 60 Jahre auf. Ob und inwieweit diese Parameter wirklich Einfluss auf die Gehgeschwindigkeiten nehmen, soll unter 5.2.2 noch näher erörtert werden.

Genin et al. untersuchten den Einfluss der Gehgeschwindigkeit von 19 Beinamputierten (zehn transfemoral, neun transtibial Amputierte) und 13 gesunden Probanden auf den Energieverbrauch. Alle amputierten Probanden waren kambodschanischer Herkunft und bedingt durch die noch hohe Anzahl von Landminen traumatisch amputiert. Die transfemoral Amputierten waren im Durchschnitt 34,7 Jahre alt, die Kontrollgruppe zeigte ein mittleres Alter von 27,8 Jahren.

Der Energieverbrauch wurde bei Gehgeschwindigkeiten von 30 cm/s bis zur maximal erreichbaren Geschwindigkeit gemessen. Die Oberschenkelamputierten erreichten im Mittel eine maximale Gehgeschwindigkeit von 120 cm/s, die Unterschenkelamputierten zeigten eine durchschnittliche Geschwindigkeit von 160 cm/s. Die nicht-amputierten Probanden liefen bei mittleren Gehgeschwindigkeiten von 200 cm/s. Der Energieverbrauch der Oberschenkelamputierten Patienten war im Hinblick auf den gesunden Probanden bei jeder Gehgeschwindigkeit erhöht. Bei den Unterschenkelamputierten ergaben sich hingegen keine wesentlichen Unterschiede hinsichtlich des Energieverbrauchs im Vergleich zu den gesunden Probanden. Bei der maximalen Gehgeschwindigkeit war der Energieverbrauch um circa 50 -100 % größer als bei den gesunden Probanden (21).

Segal et al. thematisierten in ihrer Studie die Gangbiomechanik zweier Prothesen, dem C-Leg und dem mechanischen Gelenk Mauch SNS. Die acht posttraumatisch Oberschenkelamputierten wiesen ein mittleres Alter von 47 Jahren auf, sieben der Probanden waren männlich.

Die Patienten bekamen für beide Prothesen jeweils eine dreimonatige Akklimatisationszeit und mussten schließlich bei bestimmten vorgegeben Geschwindigkeiten und bei einer selbstgewählten Gehgeschwindigkeit laufen. Mit dem C-Leg erreichten die Probanden eine mittlere selbstgewählte Gehgeschwindigkeit von 131 cm/s. Mit der mechanischen Prothese zeigten die Probanden eine Durchschnittsgeschwindigkeit von 121 cm/s (56). Der Zusammenhang von Prothesentyp und Gehgeschwindigkeit wird unter 5.2.5 detailliert beleuchtet.

In einer Studie von Detrembleur et al. wurde der Energieverbrauch in Abhängigkeit von der Gehgeschwindigkeit bei zwölf Beinamputierten, darunter sechs posttraumatisch Oberschenkelamputierte und sechs wegen vaskulärer Erkrankung Unterschenkelamputierte, gemessen. Die Oberschenkelamputierten mit einem mittleren Alter von 38,5 Jahren erreichten eine mittlere selbstgewählte Gehgeschwindigkeit von 67 cm/s und lagen damit charakteristisch unter der durchschnittlichen Geschwindigkeit von 86 cm/s des hier betrachteten Kollektivs. Die Patienten mit Unterschenkelamputation wiesen ein Durchschnittsalter von 50,5 Jahren auf und liefen bei einer mittleren Gehgeschwindigkeit von 80 cm/s ebenfalls langsamer als die einseitig Oberschenkelamputierten der Klinischen Prüfstellung (18). Die auffallend geringeren Gehgeschwindigkeiten lassen sich im Hinblick auf die äußeren Merkmale der einzelnen Probanden des Kollektivs nicht erklären. Sowohl das mittlere Alter von 38,5 Jahren, die Geschlechterverteilung (Mann/Frau:3/1) als auch die Amputationsursache (traumatisch) ähneln dem hier betrachteten Patientenkollektiv und würden ähnliche Werte erwarten lassen. In der Studie von Detrembleur et al. mussten die Patienten allerdings mit vor dem Brustkorb verschränkten Armen laufen. Eine Erklärung dieser Maßnahme ist aus der Studie nicht ersichtlich. Das durch die unphysiologische Haltung erschwerte Gleichgewicht könnte die geringere mittlere Gehgeschwindigkeit hervorrufen.

Interessante Ergebnisse lieferten auch Sjö Dahl et al. in einer dreidimensionalen Bewegungsanalyse von neun Oberschenkelamputierten (Amputationsursache: Trauma oder Malignom). Die Patienten, die ein mittleres Alter von 33 Jahren zum Zeitpunkt der Messung aufwiesen, nahmen an einem Gehtraining teil und wurden vor, direkt nach und sechs Monate nach dem Training gemessen. Vor dem Training erreichten die

Oberschenkelamputierten eine durchschnittliche selbstgewählte Gehgeschwindigkeit von 110 cm/s, direkt nach dem Training 154 cm/s und sechs Monate danach 145 cm/s. Es ließ sich eine deutliche Steigerung der Gehgeschwindigkeit durch das Gehtraining erkennen (57). Dies zeigt, dass rehabilitative Maßnahmen mit Gehschulung eine wesentliche Verbesserung für die Mobilität von Amputierten darstellen und auch noch ein halbes Jahr später nachzuweisende Erfolge generieren.

Die nicht amputierten Probanden der Kontrollgruppe wiesen, wie bereits im Vorigen ausführlicher beleuchtet, mit einer mittleren Gehgeschwindigkeit von 167 cm/s charakteristisch höhere Gehgeschwindigkeiten auf (57).

Im Vergleich mit der Studie von Sjö Dahl et al. erscheinen die erreichten Gehgeschwindigkeiten des hier betrachteten Kollektivs deutlich niedriger. Anmerken sollte man hierbei das Durchschnittsalter der Probanden, welches in der Studie von Sjö Dahl et al. mit 33 Jahren sehr junge Patienten umfasste. Des Weiteren handelte es sich ausschließlich um trauma- oder tumorbedingte Amputationen, sodass in dieser Studie ausschließlich sehr junge, mobile und abgesehen von der Amputation völlig gesunde Patienten betrachtet wurden.

5.2.2 Gehgeschwindigkeit in Abhängigkeit von Alter und Geschlecht

Von den insgesamt 58 in der Klinischen Prüfstelle gemessenen Patienten liefen die acht weiblichen Probandinnen im Mittel mit einer selbstgewählten normalen Gehgeschwindigkeit von 83 cm/s und einer maximalen Geschwindigkeit von 107 cm/s. Mit durchschnittlich 87 cm/s für die selbstgewählte normale Gehgeschwindigkeit und 114 cm/s für die maximale Geschwindigkeit zeigten die 50 männlichen Patienten jeweils höhere Werte.

Bei Betrachtung der mittleren Gehgeschwindigkeiten in Abhängigkeit vom Alter der Probanden ließ sich erkennen, dass die jüngeren Probanden sowohl bei selbstgewählter normaler als auch maximaler Gehgeschwindigkeit höhere Werte erreichten. Auffallend war jedoch, dass die Altersgruppe der über Achtzigjährigen jeweils höhere Gehgeschwindigkeiten erreichten als die Probanden in der Altersgruppe von 60-79 Jahren.

Bei Betrachtung der gemessenen Werte stellen sich zwei relevante Fragen: Laufen Frauen allgemein betrachtet langsamer als Männer? Nimmt die Gehgeschwindigkeit mit zunehmendem Alter ab?

Bohannon et al. ermittelten wie bereits unter 5.2.1 näher beschrieben, Referenzwerte für die selbstgewählte normale und maximale Gehgeschwindigkeit von 230 gesunden Probanden. Sie betrachteten die jeweiligen Gehgeschwindigkeiten in Abhängigkeit von Alter, Geschlecht sowie Größe und stellten fest, dass das Alter wie auch die Größe der Patienten sowohl mit der selbstgewählten als auch der maximalen Gehgeschwindigkeit korrelierten. Für die maximale Gehgeschwindigkeit korrelierte auch das Geschlecht signifikant. Der Einfluss der Variablen war allerdings größer auf die maximale als auf die selbstgewählte Geschwindigkeit. Die Ergebnisse stellten sich wie folgt dar:

Table 4. Mean (X) and standard deviation (s) of comfortable and maximum gait speed presented by sex and decade of age

Sex/decade	Comfortable gait speed (cm/s)				Maximum gait speed (cm/s)			
	Actual		Height-normalized ^a		Actual		Height-normalized ^a	
	X	s	X	s	X	s	X	s
Men								
20s	139.3	15.3	0.788	0.093	253.3	29.1	1.431	0.162
30s	145.8	9.4	0.828	0.052	245.6	31.5	1.396	0.177
40s	146.2	16.4	0.829	0.090	246.2	36.3	1.395	0.197
50s	139.3	22.9	0.794	0.119	206.9	44.8	1.182	0.259
60s	135.9	20.5	0.777	0.116	193.3	36.4	1.104	0.198
70s	133.0	19.6	0.762	0.105	207.9	36.3	1.192	0.201
Women								
20s	140.7	17.5	0.856	0.098	246.7	25.3	1.502	0.142
30s	141.5	12.7	0.864	0.087	234.2	34.4	1.428	0.206
40s	139.1	15.8	0.856	0.098	212.3	27.5	1.304	0.160
50s	139.5	15.1	0.863	0.104	201.0	25.8	1.243	0.158
60s	129.6	21.3	0.808	0.131	177.4	25.4	1.107	0.157
70s	127.2	21.1	0.807	0.131	174.9	28.1	1.110	0.176

^a actual speed (cm/s)/height (cm).

Tabelle 10: Mittlere normale und maximale Gehgeschwindigkeit von 230 gesunden Probanden in Abhängigkeit von Geschlecht und Lebensdekade

Bohannon RW (1997): Comfortable and maximum walking speed of adults aged 20-79 years: reference values and determinants. Age Ageing (26): 15-19

Die Ergebnisse von Bohannon et al. zeigen, dass Frauen in jeder Lebensdekade geringere mittlere Gehgeschwindigkeiten aufwiesen als Männer. Ferner präsentierten die Probanden in den Siebzigern – und damit in fortgeschrittenem Alter – die geringsten Durchschnittsgeschwindigkeiten, die Probanden in den Dreißigern hingegen die höchsten (12).

Auch Samson et al. stellten in einer Ganganalyse von 118 weiblichen und 121 männlichen, gesunden Probanden zwischen 19-90 Jahren fest, dass die älteren Probanden geringere Gehgeschwindigkeiten aufwiesen als jüngere. Ebenfalls waren die Werte der weiblichen Probanden für die mittlere selbstgewählte und maximale Gehgeschwindigkeit in jeder Lebensdekade geringer als bei den männlichen (52).

Prince et al. beschäftigten sich in einem Übersichtsartikel mit den Veränderungen von Gangparametern im Alter und beleuchteten ebenfalls die Abhängigkeit zwischen Gehgeschwindigkeit und Geschlecht.

Die Autoren treffen die Aussage, dass die Gangeffizienz im Alter abnimmt. Ganguntersuchungen bei älteren Menschen zeigten immer wieder, dass die Gehgeschwindigkeit im Alter abnehme. In dem Übersichtsartikel werden verschiedene Studien vorgestellt und die Ergebnisse in einer Tabelle zusammengestellt (50).

Table 1
Age and gait velocity parameters in young and elderly subjects

References	Young		Old	
	Age (years)	Velocity (m/s)	Age (years)	Velocity (m/s)
Women				
Öberg et al. [72]	20–29	1.24	60–69	1.15
Hageman [92]	23.9	1.59	66.9	1.32
Finley [91]	29.9	0.84	74.4	0.70
Waters et al. [53]	40.1	1.28	68.9	1.2
Men				
Öberg et al. [72]	20–29	1.23	60–69	1.27
Blanke and Hageman [77]	24.5	1.32	63.6	1.38
Waters et al. [53]	38.5	1.36	67.1	1.28
Mixed				
Eible et al. [66]	30	1.18	74.7	0.94
Cummings [22]	24.6	1.39	61.5	1.33
Winter et al. [76]	24.6	1.43	68.0	1.28
Ostrosky et al. [81]	28.2	1.38	67.4	1.27
Gabell et al. [78]	21–47	1.37	66–84	1.19

Tabelle 11: Mittlere normale Gehgeschwindigkeiten in Abhängigkeit von Alter und Geschlecht

Prince F, Corriveau H, Hébert R, Winter DA (1997): Gait in the elderly. Gait Posture 5: 128-135

Die Tabelle lässt erkennen, dass die mittlere Gehgeschwindigkeit der jungen Probanden in fast allen Studien höher war als die der älteren Probanden. Des Weiteren zitieren die Autoren Öberg et al., die Gehgeschwindigkeiten von 233 gesunden Probanden zwischen 10-79 Jahren ermittelten. Öberg et al. kamen zu dem Schluss, dass die weiblichen Probanden in allen Altersgruppen geringere Werte erreichten. Problem dieser Studie, so merken Prince et al. an, seien allerdings die fehlenden Aussagen zu Gesundheitszustand und Einschlusskriterien der Probanden.

Davies und Datta untersuchten in ihrer Studie die Mobilität von einseitig transtibial und transfemoral Amputierten. Unter den 357 Amputierten befanden sich 50 % Oberschenkelamputierte. 70 % des gesamten Kollektivs waren männlich und 88 % wiesen eine Amputation aufgrund von Gefäßerkrankungen oder Diabetes auf. Von den 357 in die Studie eingeschlossenen Patienten wurden letztlich 281 Daten ausgewertet. Davies und Data stellten dar, dass bei den über 50 jährigen Oberschenkelamputierten weniger als 25 % Mobilität außerhalb des eigenen Haushalts erreichten. Die Mobilitätsrate von Oberschenkelamputierten ein Jahr nach der prothetischen Versorgung war umso schlechter je älter der Patient beim Amputationszeitpunkt war (17).

Zu anderen Ergebnissen als die vorherigen Studien im Hinblick auf den Einfluss vom Alter auf die Gehgeschwindigkeit kamen Kang et al. (36). Sie verglichen 18 Personen zwischen 65-85 Jahren mit 18 jüngeren Probanden zwischen 18-28 Jahren, um den Einfluss von Alter und Gehgeschwindigkeit auf die Gangvariabilität zu ermitteln. Alle Probanden liefen hierzu bei einer selbstgewählten Geschwindigkeit auf dem Laufband. Es ergaben sich keine signifikanten Unterschiede in der mittleren Gehgeschwindigkeit zwischen jungen und alten Probanden. Obwohl Kang et al. zwei Studien zitierten, die die Aussage trafen, dass die Gehgeschwindigkeit im Alter abnehme, gingen sie in ihrer Diskussion nicht auf ihr eigenes, hierzu in Kontrast stehendes Ergebnis ein. Anhand der in der Studie durchgeführten Methodik wie auch weiteren äußeren Faktoren lässt sich nicht erklären, warum die jungen und älteren Patienten mit einer gleichen selbstgewählten mittleren Gehgeschwindigkeit liefen.

Sansam et al. beleuchteten in einem Übersichtsartikel 57 Studien zur Gehfähigkeit Beinamputierter (53). Der überwiegende Teil der betrachteten Studien kam zu dem Schluss, dass junges Alter ein positiver Prädiktor für die Gehfähigkeit von Beinamputierten ist. Das Geschlecht hatte in den meisten Studien allerdings keinen Einfluss auf die Gehfähigkeit. In den Studien, die einen Einfluss des Geschlechts auf die Gehfähigkeit feststellten, liefen die männlichen Probanden stets schneller als die weiblichen.

Wenngleich die Studien zur Gehgeschwindigkeit bzw. Gehfähigkeit Gesunder wie auch Beinamputierter zu unterschiedlichen Ergebnissen kommen, so ließe sich ein Einfluss von Alter und Geschlecht auf die Gehgeschwindigkeit durch verschiedene Faktoren durchaus nachvollziehen. Ein möglicher Grund für den Einfluss von sowohl Alter als auch Geschlecht auf die Gehgeschwindigkeit ist die im Durchschnitt geringere Muskelkraft von Frauen bzw. die im Alter abnehmende Muskelkraft und allgemeine körperliche Leistungsfähigkeit (36). Weiterhin steigt mit zunehmendem Alter auch die Häufigkeit von Komorbiditäten wie beispielsweise Gelenkbeschwerden. Inwieweit diese wirklich einen negativen Prädiktor für die Gehfähigkeit darstellen, ist allerdings nicht geklärt, d.h. die Studien kommen auch hier zu unterschiedlichen Ergebnissen (53). Ferner sei angemerkt, dass mit fortschreitendem Alter auch die Angst vor Stürzen zunimmt, sodass ältere Menschen häufig vorsichtiger und damit langsamer laufen (50).

Interessant bzw. auffällig bei Betrachtung der in dieser Arbeit ausgewerteten Daten war wie bereits weiter oben beschrieben, dass die Altersgruppe der über Achtzigjährigen höhere Gehgeschwindigkeiten aufwies als die Probanden zwischen 60-79 Jahren. Es handelt sich hierbei um zehn einseitig Oberschenkelamputierte, deren Amputationen überwiegend durch Traumata verursacht wurden (acht von zehn Probanden). Es handelt sich bei diesen Probanden um Kriegsversehrte, bei denen sowohl die lückenlose Betreuung durch die Kriegsopferversorgung als auch die lange Erfahrung mit Prothesen (neun von zehn Patienten sind bereits seit 62-68 Jahren amputiert) eine Erklärung für die höheren Gehgeschwindigkeiten liefern.

5.2.3 Gehgeschwindigkeit in Abhängigkeit von der Amputationsursache

Sowohl die schnellste durchschnittliche selbstgewählte als auch maximale Gehgeschwindigkeit erreichten die Probanden mit Amputation aufgrund eines malignen Tumors. Diese liefen im Mittel mit einer selbstgewählten normalen Geschwindigkeit von 94 cm/s und einer maximalen Geschwindigkeit von 125 cm/s.

Mit einer mittleren selbstgewählten Gehgeschwindigkeit von 90 cm/s und einer maximalen Geschwindigkeit von 115 cm/s wiesen die posttraumatisch amputierten Patienten die zweithöchsten Gehgeschwindigkeiten auf.

Deutlich langsamer liefen die Patienten mit peripheren Durchblutungsstörungen. Diese wiesen eine durchschnittliche selbstgewählte Gehgeschwindigkeit von 74 cm/s und eine maximale Geschwindigkeit von 99 cm/s auf.

Mit einer mittleren selbstgewählten Gehgeschwindigkeit von 75 cm/s und einer maximalen Geschwindigkeit von 96 cm/s zeigten die Amputierten nach Sepsis oder Osteomyelitis die langsamsten Gehgeschwindigkeiten.

Im Folgenden soll erläutert werden, ob und inwieweit die ermittelten Werte mit den Angaben der Literatur übereinstimmen und warum ein Zusammenhang zwischen Amputationsursache und Gehgeschwindigkeit besteht.

Bei Betrachtung der Literatur sei angemerkt, dass viele Studien nur Probanden mit gleicher Amputationsursache betrachten. Die meisten Studien beschäftigen sich mit Kollektiven amputierter Probanden nach Trauma, was im Hinblick auf eine Ganganalyse mit Betrachtung von Symmetrieparametern o.ä. nachvollziehbar erscheint, da traumatisch Amputierte in der Regel deutlich mobiler sind. Dies ist allerdings eine einseitige Betrachtungsweise und lässt keine Schlüsse auf den Oberschenkelamputierten Patienten im Allgemeinen zu.

Wie bereits unter 5.2.2 näher beschrieben, nimmt die Gehgeschwindigkeit mit steigendem Alter ab. Unterschiede in den mittleren selbstgewählten und den maximalen Gehgeschwindigkeiten im Hinblick auf die Amputationsursache könnten natürlich auch hierbei durch Unterschiede im Durchschnittsalter der jeweiligen Gruppen bedingt sein.

Betrachtet man einmal das durchschnittliche Alter der Patienten in Abhängigkeit von der Amputationsursache, so weisen die Probanden mit Amputation aufgrund eines malignen Tumors mit einem Durchschnittsalter von 44,8 Jahren die höchsten mittleren selbstgewählten wie auch maximalen Gehgeschwindigkeiten auf. Die posttraumatisch Amputierten waren zum Zeitpunkt der Messung im Mittel 60,4 Jahre, die wegen Gefäßleiden Oberschenkelamputierten 60,2 Jahre alt. Die niedrigsten Gehgeschwindigkeiten und gleichzeitig das höchste Durchschnittsalter mit 69 Jahren zeigten die Amputierten aufgrund von Osteomyelitis oder Sepsis.

Ursächlich für die unter 4.2.3 beschriebene, auffallend große Spannweite der mittleren Gehgeschwindigkeiten der posttraumatisch Amputierten ist vermutlich die hohe Variabilität des Alters innerhalb dieser Gruppe. Wie bereits mehrfach dargestellt, besteht diese aus Verunfallten sowie Kriegsversehrten.

Ein weiterer Grund für die unterschiedlichen Gehgeschwindigkeiten im Hinblick auf die Amputationsursache könnte im Alter der Probanden zum Zeitpunkt der Amputation begründet sein. Die Oberschenkelamputierten aufgrund eines malignen Tumors oder Traumas wurden mit durchschnittlich 24,4 Jahren (bzw. 25,5 Jahren) bereits in jungen Jahren amputiert. Die Patientengruppe der wegen Gefäßleiden Amputierten hingegen war zum Zeitpunkt der Amputation im Mittel 42,5 Jahre, die Amputierten nach Osteomyelitis oder Sepsis sogar 66,2 Jahre alt. Ist das Alter zum Zeitpunkt der Amputation niedriger, so zeigen die Patienten meist eine höhere Leistungsfähigkeit und weniger Komorbiditäten, sodass ein bestimmtes Niveau an Gehfähigkeit und somit auch eine höhere Gehgeschwindigkeit besser bzw. mit einer größeren Wahrscheinlichkeit erreicht werden kann.

Bei Betrachtung der verschiedenen Patientengruppen nach Amputationsursache ist ebenfalls interessant, dass die posttraumatisch Oberschenkelamputierten mit im Mittel 34,9 Jahren den längsten Amputationszeitraum aufweisen. Dieser lange Zeitraum erklärt sich dadurch, dass in der Klinischen Prüfstelle besonders viele Kriegsversehrte betrachtet wurden.

Die Amputierten aufgrund eines Tumors sind im Durchschnitt seit 20,5 Jahren, die Amputierten vaskulärer Genese seit 17,7 Jahren operiert. Die Probanden mit

Oberschenkelamputation aufgrund einer Sepsis oder Osteomyelitis zeigen einen durchschnittlichen Amputationszeitraum von 2,8 Jahren.

Es ist nachvollziehbar, dass Patienten, die schon seit vielen Jahren amputiert sind und damit langjährige Erfahrungen im Umgang mit Prothesen und eine optimierte Gangeffizienz erwerben konnten, im Durchschnitt höhere Gehgeschwindigkeiten aufweisen. Weiterhin denkbar ist, dass das Kriterium „lange nach Amputation noch an Prothesen mobil“ die besonders aktiven, schnellen Läufer selektiert, da die Schwächeren bereits nicht mehr mobil sind.

Ein weiterer wichtiger Aspekt im Hinblick auf die Gehgeschwindigkeit in Abhängigkeit von der Amputationsursache ist, dass wegen Durchblutungsstörung oder Diabetes mellitus Amputierte oftmals ein erhöhtes Maß an Multimorbidität aufweisen. Bei dieser Patientenkielentel ist in der Regel von einem Fortschreiten der Grunderkrankung auszugehen. Vaskulärbedingt amputierte Patienten sind in der Regel weniger mobil und weisen somit geringere Gehgeschwindigkeiten auf.

Diese These wird auch durch Davis und Datta unterstrichen: Wie bereits unter 5.2.2 dargestellt, untersuchten diese in ihrer Studie die Mobilität von 357 einseitig transtibial und transfemoral Amputierten. Neben dem Alter der Probanden zum Zeitpunkt der Amputation sind auch die Amputationshöhe und –ursache entscheidend. Im Vergleich zu Oberschenkelamputierten aufgrund von Gefäßerkrankungen, bei denen nur 26 % Mobilität innerhalb der Gesellschaft erreichen, zeigten sich noch 50 % der nicht-vaskulär Amputierten mobil (17).

Carmona et al. untersuchten die Gehaktivität im Alltag 43 beinamputierter Prothesenträger, die in den Jahren 2004 bis 2005 in der Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie der Uniklinik Genf rekrutiert wurden. Die Probanden wiesen ein mittleres Alter von 42 Jahren zum Zeitpunkt der Amputation und ein Durchschnittsalter von 52 Jahren zum Zeitpunkt der Messung auf. 74 % der Probanden verfügten über eine Amputation auf Höhe des Unterschenkels, 26 % waren Oberschenkelamputiert oder knieexartikuliert. 28 % der Probanden wiesen eine Amputation aufgrund vaskulärer Erkrankung auf, bei 72 % hingegen war der Amputationsgrund nicht-vaskulärer Genese (Trauma, Neoplasie).

Über 13 Tage wurden folgende Parameter mittels eines an der Prothese befestigten Schrittzählers aufgezeichnet: Die mittlere Gehdauer pro Tag in Minuten, die Anzahl der Schritte pro Tag sowie die mittlere „Gehgeschwindigkeit“ („vitesse“) über 13 Tage in Schritten pro Minute. Diese wurde aus dem Quotient von Gesamtschrittzahl und Gehdauer über die 13 aufgezeichneten Tage berechnet. Hierbei ist anzumerken, dass die Gehgeschwindigkeit nicht definitionsgemäß als Weg/Zeit angegeben wird und die Länge der jeweils zurückgelegten Strecke nicht gemessen wurde, da der Schrittzähler über keine Längenmessung verfügt. Dass die Autoren trotzdem von Gehgeschwindigkeit („vitesse“) sprechen, sollte sicherlich kritisch betrachtet werden. Bei der von Carmona et al. bezeichneten Gehgeschwindigkeit handelt es sich definitionsgemäß nämlich um die Kadenz. Der Begriff Kadenz gehört zu den Zeit- bzw. Distanzparametern und wird in Schritten pro Minute ausgedrückt. Die Kadenz gesunder, nicht amputierter Menschen liegt normalerweise zwischen 105 bis 130 Schritten/Minute. Nimmt die Gehgeschwindigkeit zu, so steigen auch Schrittlänge und Kadenz (42).

Sowohl die Gehdauer, Anzahl der Schritte als auch die Schrittgeschwindigkeit (Kadenz) als Ausdruck der Gangaktivität waren signifikant höher bei den Patienten mit nicht-vaskulärer Amputationsursache. Die Patienten mit Amputation aufgrund vaskulärer Erkrankung erreichten eine mittlere Gehdauer pro Tag von 214 Minuten (versus 275 Minuten bei nicht-vaskulär Amputierten), eine durchschnittliche Schrittzahl von 2189 (vs. 3303) und eine mittlere Schrittgeschwindigkeit (Kadenz) von 10 Schritten pro Minute (vs. 12 Schritte pro Minute). Carmona et al. führen dieses Ergebnis ebenfalls auf die erhöhte Anzahl an Komorbiditäten vaskulär erkrankter Probanden zurück (15). Fraglich bleiben die auffallend niedrigen Werte für die Kadenz von 10 bzw. 12 Schritten pro Minute. Vermutlich haben die Autoren alle Schritte pro Zeiteinheit gerechnet, einschließlich inaktiver Zeiten, sodass die Ruhepausen den Wert heruntersetzen.

Viele Studien zur Ganganalyse beinamputierter Probanden betrachten den Energieverbrauch als Maß für die Gangeffizienz bzw. die Leistungsfähigkeit Amputierter. Traballasi et al. beschreiben, dass die Messung des Energieaufwandes eine etablierte Methode sei, um den Kraftaufwand und die Effektivität verschiedener Prothesenversorgungen zu beurteilen (60). Dieser Messparameter habe klinische Relevanz, da der Energieaufwand die Fähigkeit der Prothesennutzung beschreibe.

Die Ergebnisse scheinen eindeutig: Der Energieverbrauch von posttraumatisch Amputierten ist signifikant geringer als der von Amputierten aufgrund vaskulärer Erkrankung (60,18). Der Energieverbrauch steigt mit der Amputationshöhe und ist besonders hoch bei wegen Gefäßleiden Amputierten (26).

5.2.4 Gehgeschwindigkeit in Abhängigkeit von der Stumpflänge

Die Probanden mit Knieexartikulation wiesen im betrachteten Kollektiv mit einer mittleren normalen Gehgeschwindigkeit von 99 cm/s und einer maximalen Geschwindigkeit von 136 cm/s die höchsten Gehgeschwindigkeiten auf.

Die Probanden, die auf mittlerer Höhe des Femur amputiert wurden und mit 31 Probanden am häufigsten im Kollektiv vertreten sind, wiesen eine mittlere normale Gehgeschwindigkeit von 88 cm/s und eine maximale Geschwindigkeit von 115 cm/s auf.

Die Patienten mit langem Stumpf zeigten mit 77 cm/s (bzw. 98 cm/s) überraschenderweise die niedrigste mittlere Gehgeschwindigkeit.

Erwartungsgemäß weisen Patienten mit längerem Stumpf bzw. distaler Amputationshöhe eine bessere Gehfähigkeit und höhere Gehgeschwindigkeiten auf. Je kürzer der Stumpf, desto geringer ist auch die noch vorhandene Muskulatur bzw. die damit verbundene Muskelkraft. Distale Amputationen seien, so Sansam et al., ebenso wie unilaterale Amputationen und jüngeres Alter, ein positiver Prädiktor für die Gehfähigkeit von Oberschenkelamputierten (53). Macfarlane et al. merken an, dass Oberschenkelamputierte langsamer und ineffizienter als unterschenkelamputierte Probanden laufen und weiter proximal durchgeführte Amputationen das Outcome verschlechtern (47). Laut Chin et al. sei ebenfalls bekannt, dass mit abnehmender Stumpflänge der Energieaufwand der Probanden ansteige (16).

Leider liefert die Literatur keine konkreten Werte zu Gehgeschwindigkeiten in Abhängigkeit von der Stumpflänge Oberschenkelamputierter Probanden, was im Hinblick auf die ohnehin geringen Probandenzahlen der meisten Studien jedoch nicht verwunderlich ist.

Bei Auswertung der oben dargestellten Ergebnisse der Klinischen Prüfstelle bleibt überraschend, dass die Probanden mit langem Stumpf geringere mittlere selbstgewählte und auch maximale Gehgeschwindigkeiten erreichten als die Probanden mit mittellangem oder kurzem Stumpf. Angemerkt sei, dass nur acht Probanden des Kollektivs einen Stumpf im distalen Drittel des Femur aufweisen, wohingegen 31 Patienten über einen mittellangen Stumpf verfügen, sodass die beiden Probandengruppen schon aus quantitativen Gründen schwer vergleichbar sind. Des Weiteren befinden sich unter den Probanden mit langem Stumpf keine tumorbedingt Amputierten und nur wenig posttraumatisch Amputierte, die durchschnittlich höhere Gehgeschwindigkeiten erreichten.

Da sich einige Studien mit den Unterschieden zwischen den Gehgeschwindigkeiten von Unterschenkel- und Oberschenkelamputierten befassen, soll hierauf im Folgenden kurz eingegangen werden. Wenn Unterschenkelamputierte höhere Gehgeschwindigkeiten als Oberschenkelamputierte erreichen, so spricht dies auch dafür, dass transfemorale Amputierte mit langem Stumpf in der Regel schneller laufen als Amputierte mit kurzem Stumpf.

Mac Kenzie führte eine Funktionsanalyse von 161 traumatisch Amputierten über zwei Jahre durch, um funktionelle Ergebnisse in Abhängigkeit von der Amputationshöhe zu untersuchen. 109 Patienten waren transfemorale Amputierte, 34 transtibial und 18 knieexartikuliert. 84 % der Probanden waren männlich und wiesen ein mittleres Alter von 35,2 Jahren auf.

62 % der Unterschenkelamputierten erreichten eine Gehgeschwindigkeit von über 122 cm/s, wohingegen nur 44 % der Oberschenkelamputierten und 21 % der knieexartikulierten Patienten Gehgeschwindigkeiten über 122 cm/s erreichten.

Auffallend ist, dass die selbstgewählte Gehgeschwindigkeit von Knieexartikulierten signifikant geringer war als die der Unter- und auch Oberschenkelamputierten. Laut MacKenzie et al. stehen diese Ergebnisse in Konflikt mit den Ergebnissen der Literatur. In der Regel erreichten knieexartikulierte Probanden höhere mittlere und maximale Gehgeschwindigkeiten als Oberschenkelamputierte. Diese Studien beschäftigten sich allerdings mit älteren, wegen Gefäßleiden amputierten Patienten. MacKenzie et al. erklärten die geringen Gehgeschwindigkeiten der knieexartikulierten Probanden mit der

Beschaffenheit des Stumpfes. Bei fast allen Knieexartikulierten wurde die Amputation in der Verletzungszone durchgeführt.

Die Studie von MacKenzie et al. zeigt wie zu erwarten, dass Unterschenkelamputierte höhere Gehgeschwindigkeiten erreichten als Oberschenkelamputierte (48).

Auch Jeans et al. beleuchteten die Frage, ob sowohl die selbstgewählte Gehgeschwindigkeit als auch der Energieaufwand beinamputierter Kinder von der Amputationshöhe beeinflusst werden. Hierzu wurden 73 Kinder zwischen 4-19 Jahren mit Amputation aufgrund von Trauma, angeborener Fehlbildung oder anderen Erkrankungen untersucht. 60 % der Kinder waren männlich. Die 66 unilateral amputierten Kinder wurden nach Amputationshöhe in fünf Gruppen eingeteilt: 29 Symeamputierte, 13 Unterschenkelamputierte, 14 Knieexartikulierte, fünf Oberschenkelamputierte und fünf Hüftexartikulierte. Die Probanden liefen zehn Minuten über eine 40 Meter lange Strecke mit einer selbstgewählten Gehgeschwindigkeit. Ebenso wurden 45 nichtamputierte, gesunde Probanden zwischen 6-18 Jahren als Referenzgruppe betrachtet. Die transtibial amputierten Kinder liefen mit einer mittleren selbstgewählten Gehgeschwindigkeit von 162 cm/s, die knieexartikulierten Probanden wiesen eine Durchschnittsgeschwindigkeit von 153 cm/s auf. Mit einer mittleren selbstgewählten Gehgeschwindigkeit von 133 cm/s lief die Gruppe der Oberschenkelamputierten am langsamsten.

Jeans et al. schlussfolgerten, dass Kinder mit Symestumpf, transtibialer Amputation oder Knieexartikulation sich sowohl in der Gehgeschwindigkeit als auch im Energieverbrauch nicht von gesunden Altersgenossen unterscheiden. Oberschenkelamputierte Kinder hingegen erreichten nur 80 % der Gehgeschwindigkeit der gesunden Probanden und zeigten einen um 151 % höheren Energieverbrauch (33). Inwieweit sich diese Ergebnisse auf erwachsene Beinamputierte übertragen lassen, wird von Jeans et al. nicht beantwortet, jedoch kann angenommen werden, dass die Gehgeschwindigkeit auch bei Erwachsenen mit steigendem Amputationslevel abnimmt.

5.2.5 Gehgeschwindigkeit in Abhängigkeit von der prothetischen Versorgung

Wie unter 4.2.5 und 4.2.6 ausführlicher besprochen, liefen die Probanden der Klinischen Prüfstelle bei Versorgung mit einem elektronisch gesteuerten Kniepassteil mit einer höheren selbstgewählten und maximalen Gehgeschwindigkeit. Mit einem mechanischen Passteil erreichten die Patienten eine durchschnittliche selbstgewählte Gehgeschwindigkeit von 78 cm/s (elektronisch: 90 cm/s) und eine mittlere maximale Geschwindigkeit von 102 cm/s (elektronisch: 117 cm/s). Auffallend war die größere Spannweite im Hinblick auf die Gehgeschwindigkeit bei Versorgung mit elektronischen Passteilen.

Beim Vergleich der mikroprozessorgesteuerten Prothesen untereinander konnte die höchste mittlere Gehgeschwindigkeit mit dem Rheo Knee erreicht werden. Das C-Leg, Rheo Knee II und C-Leg Compact schlossen sich in absteigender Reihenfolge an.

Mikroprozessorgesteuerte Kniepassteile sind heute bereits weitverbreitet und zeigen gegenüber nicht elektronisch gesteuerten Passteilen charakteristische Unterschiede. Im Folgenden soll näher beleuchtet werden, ob die Angaben in der Literatur die Ergebnisse des hier betrachteten Kollektivs stützen. Im Zuge dessen gilt es zu diskutieren, ob und warum elektronische Kniepassteile einen funktionellen Zugewinn wie etwa höhere Gehgeschwindigkeiten ermöglichen.

Laut Bellmann et al. zeichnet sich vor allem das C-Leg unter den mikroprozessorgesteuerten Prothesen durch seine verbesserte Funktion auch im Hinblick auf die Gangsicherheit aus, was für Oberschenkelamputierte Patienten wiederum einen klaren Zugewinn bedeutet (10).

Ziel jeder gelungenen prothetischen Versorgung ist das Erreichen eines möglichst natürlichen Gangbildes, welches unter anderem durch symmetrische Beinbewegungen etwa in Bezug auf die Knieflexion während der Schwungphase bestimmt wird. Menschen mit Beinamputationen neigen, so Bellmann et al., oftmals dazu, mit dem betroffenen Bein längere Schritte zu machen.

Das C-Leg sorgt gegenüber den nicht-mikroprozessorgesteuerten Kniepassteilen für ein natürlicheres Gangbild. Gleichzeitig zeigen Patienten durch Versorgung mit dem C-Leg ein normalisiertes Belastungsmuster und eine niedrigere Sturzprävalenz. Um dies zu gewährleisten, passen sich bei den mikroprozessorgesteuerten Passteilen sowohl Flexion als auch Extension an die jeweilige Gang- bzw. Bewegungssituation an, was durch komplexe Sensoren garantiert wird.

Bellmann et al. untersuchten in einer Studie die biomechanischen Effekte eines neuen mikroprozessorgesteuerten Kniepassteils, dem sogenannten Genium und verglichen dieses mit dem bisher gebräuchlichen C-Leg. Betrachtet wurden elf männliche Oberschenkelamputierte mit einem mittleren Alter von 36,7 Jahren. Bei den Probanden handelte es sich um Amputierte mit einem hohen Aktivitätsniveau. Die Patienten waren vorwiegend jung und posttraumatisch amputiert.

Das neue mikroprozessorgesteuerte Kniepassteil Genium macht sich eine Weiterentwicklung von Sensoren zu Nutze, die Bewegungen noch exakter aufzeichnen und eine verbesserte dynamische Stabilitätskontrolle garantieren. Es wurden verschiedene Messungen zur Schwungphase, Gehen auf flacher Ebene, Rampen und Treppensteigen durchgeführt. Die Ergebnisse sollen jedoch nicht weiter ausgeführt werden, da sie nicht Gegenstand der vorliegenden Arbeit sind. Angemerkt sei allerdings, dass die Probanden bei drei vorgegebenen Geschwindigkeiten (102, 129, 157 cm/s) auf flacher Ebene liefen, wobei die Schrittlängenasymmetrie durch Versorgung mit dem Genium jeweils signifikant reduziert werden konnte.

Zusammenfassend stellten Bellmann et al. fest, dass das Genium im Vergleich zum C-Leg klare biomechanische Vorteile im Hinblick auf verschiedene Aktivitäten des Alltags zeigte, was wiederum eine gesteigerte Aktivität für den Oberschenkelamputierten Prothesennutzer darstellen könnte (10).

Segal et al. verglichen in einer Studie biomechanische Gangparameter des mikroprozessorgesteuerten C-Leg und der nicht-computergesteuerten Prothese Mauch SNS. Es wurden acht traumatisch Oberschenkelamputierte mit einem mittleren Alter von 47 Jahren, von denen sieben männlich waren, betrachtet. Alle Probanden trugen seit mindestens einem Jahr mindestens acht Stunden pro Tag die Mauch SNS Prothese. Jeder Proband wurde aufgefordert, zehnmal jeweils mit einer selbstgewählten Geschwindigkeit

zu gehen. Die Probanden zeigten eine mittlere Gehgeschwindigkeit von 131 +/- 10 cm/s bei Versorgung mit dem C-Leg. Mit der mechanischen Prothese Mauch SNS erreichten die Probanden eine geringere Durchschnittsgehgeschwindigkeit in Höhe von 121 +/- 10 cm/s (56).

Laut Segal et al. erlaubt ein mechanisches Kniepassteil aufgrund seiner konstanten Knieextension während der Schwungphase ein optimales Gehen nur bei spezifischen Gehgeschwindigkeiten. Bei allen anderen Gehgeschwindigkeiten treten größere Gangasymmetrien auf. Neuere, mikroprozessorgesteuerte Kniepassteile wie z.B. das C-Leg normalisieren Stand- und Schwungphase in einem weiten Bereich von Gehgeschwindigkeiten. Dies führt zu einer Verbesserung der Gangsymmetrie, natürlicheren Bewegungen und verminderten Stürzen (56).

Kastner et al. betrachteten ebenfalls das C-Leg im Vergleich mit zwei mechanischen Gelenken bei zehn Oberschenkelamputierten. Bei einem 1000 m – Lauf wurden durch eine Versorgung mit dem C-Leg die schnellste Zeit erreicht, allerdings fanden sich darüber hinaus keine Unterschiede im Hinblick auf zeitliche Parameter. Ein Grund hierfür könnte laut den Autoren die begrenzte Akklimatisationszeit von zehn Minuten zwischen den jeweiligen Kniegelenken sein. Die Autoren stellten allerdings Vorteile im Schwungsverhalten und eine Reduktion der am Stumpf auftretenden Kräfte durch die C-Leg-Versorgung fest (38).

Bei einem ganganalytischen Vergleich eines mechanischen Kniepassteils (Mauch SNS oder CaTech) mit dem mikroprozessorgesteuerten Passteil C-Leg, untersuchten Kaufman et al. 13 Oberschenkelamputierte Probanden. Hierbei wurden verschiedene Gangparameter und auch der Energieverbrauch bei drei Gehgeschwindigkeiten (45, 90, 130 cm/s) gemessen. Das C-Leg wies im Vergleich zu den mechanischen Passteilen charakteristisch verbesserte Gang- und Balanceeigenschaften auf, was sich vor allem durch das gesteigerte Aktivitätsniveau zeigte. Die Probanden legten eine pro Tag um durchschnittlich 18 % höhere Schrittzahl zurück. Auch die Zufriedenheit der Probanden sei deutlich höher (39).

Dem allgemeinen Konsens, dass der Großteil Oberschenkelamputierter Patienten von einem elektronisch gesteuerten Kniepassteil profitiert, stimmen auch Wetz et al. in einer Studie zum Einfluss des C-Leg auf die Versorgungsqualität Oberschenkelamputierter zu (63). Wetz et al. betrachteten sieben verschiedene Parameter für den funktionellen Zugewinn durch das C-Leg im Vergleich zu einem mechanischen Kniepassteil. Untersucht wurden 25 Oberschenkelamputierte Probanden mit vorwiegend traumatischer oder tumorbedingter Amputationsursache, die den Aktivitätsklassen 2-4 zuzuordnen waren.

Deutliche Vorteile durch die C-Leg-Versorgung fanden sich im Hinblick auf die Reduktion der Knie- und Hüftmomente, sodass die Probanden geringere Muskelkraft aufwenden mussten. Vor allem besonders aktive Oberschenkelamputierte (AK 4) profitierten vom C-Leg-Kniepassteil bei Betrachtung dynamischer Komponenten. Probanden der Aktivitätsklasse 2 (eingeschränkte Außenbereichsgeher) zeigten vor allem eine verbesserte Sicherheit und Entlastung des erhaltenen Beines. Das Patientenkollektiv wies größtenteils Verbesserungen der Symmetrieparameter und der Gehgeschwindigkeit auf.

Allerdings ergaben sich nicht durchweg nur Vorteile durch das C-Leg im Vergleich zu den mechanischen Passteilen: Die Probanden der Aktivitätsklasse 2 zeigten beispielsweise überwiegend reduzierte Gehgeschwindigkeiten. Angemerkt sei, dass der Hersteller (Otto Bock) die Aktivitätsklassen 0 und 1 als Kontraindikationen für eine C-Leg-Versorgung angibt. Hierbei handelt es sich um nicht gehfähige Amputierte bzw. Patienten, die die Prothese als Transferhilfe im häuslichen Bereich benutzen. Wetz et al. merkten an, dass die Probanden zwar zum Großteil von der C-Leg-Versorgung profitierten, der Nutzen jedoch individuell unterschiedlich war (63).

Eine Versorgung mit dem C-Leg ist laut Wetz et al. nur sinnvoll, wenn der Amputierte in der Lage ist, die Möglichkeiten des Gelenks auszuschöpfen. Hierfür ist eine Gangschulung zum Ausgleich motorischer Defizite auch beim mikroprozessorgesteuerten C-Leg besonders empfehlenswert (63).

Nur sehr wenige Studien haben sich bislang mit dem Vergleich von mikroprozessorgesteuerten Kniepassteilen untereinander beschäftigt. Besonders im Hinblick auf die fortlaufende Weiterentwicklung elektronischer Prothesen erscheint es durchaus interessant, Vor- und Nachteile dieser Passteile zu beleuchten. Keine der Studien arbeitete bislang

Vergleiche der mikroprozessorgesteuerten Passteile im Hinblick auf verschiedene Gehgeschwindigkeiten heraus.

Bellmann et al. untersuchten allerdings funktionelle Unterschiede von vier mikroprozessorgesteuerten Kniepassteilen: Dem C-Leg, Hybrid Knee, Rheo Knee und Adaptive 2. Hierfür wurden verschiedene Parameter von neun Oberschenkelamputierten Probanden (22-49 Jahre, AK 3-4) während des Gehens auf flacher Ebene, auf Rampen und beim Treppensteigen ermittelt.

Das C-Leg zeigte gegenüber allen drei anderen elektronischen Prothesen eine deutliche Funktionsverbesserung wie auch charakteristische Sicherheitsvorteile. Das Rheo Knee verfüge genau wie das C-Leg über eine gute Dämpfung der Endextension, jedoch sei der Flexionswiderstand während der Schwungphase zu niedrig. Der Energieverbrauch ergab keinen signifikanten Unterschied im Hinblick auf die Prothesenversorgung (9). Bellmann et al. weisen allerdings auch auf eine Studie von Johansson et al. hin, die eine leichtere Schwungphaseninitiation beim Rheo Knee als beim C-Leg konstatierte. Diese fälle besonders bei Patienten mit kurzer Stumpflänge auf, so Veltmann et al. (61).

Wie unter 4.2.5 näher beschrieben, ist die Spannweite für die durchschnittliche selbstgewählte und maximale Gehgeschwindigkeit bei Versorgung mit elektronischen Kniepassteilen auffallend groß.

Wie im Vorigen diskutiert, merken Wetz et al. an, dass zwar die meisten Probanden von der C-Leg-Versorgung profitieren, der Nutzen letztlich aber individuell unterschiedlich ist. Die Probanden der Aktivitätsklasse 2 zeigten beispielsweise reduzierte Gehgeschwindigkeiten (63). Da auch in den hier ausgewerteten Studien der Technischen Orthopädie Münster Patienten der Aktivitätsklasse 2 betrachtet wurden, könnte dies die geringen mittleren Gehgeschwindigkeiten erklären. Patienten der Aktivitätsklasse 4 konnten die Vorteile des C-Leg vermutlich effektiver nutzen und somit höhere Gehgeschwindigkeiten erreichen, sodass eine höhere Variabilität entsteht.

6 Zusammenfassung

Ziel dieser Arbeit war die Ermittlung von Normwerten für die durchschnittliche selbstgewählte und maximale Gehgeschwindigkeit von einseitig Oberschenkelamputierten Patienten. Es handelte sich um eine retrospektive Auswertung von Patientendaten, die in den Jahren 2001 bis 2010 in der Klinischen Prüfstelle für orthopädische Hilfsmittel an der Klinik für Technische Orthopädie und Rehabilitation der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster im Rahmen von drei verschiedenen Studien erhoben worden waren. Das betrachtete Patientenkollektiv bestand aus 58 einseitig Oberschenkelamputierten, bei denen mittels GaitRite System verschiedene Gangparameter gemessen wurden.

Die durchschnittliche selbstgewählte und maximale Gehgeschwindigkeit wurde für das gesamte Patientenkollektiv sowie in Abhängigkeit von Alter, Geschlecht, Amputationsursache, Amputationshöhe und prothetischer Versorgung ermittelt. Ebenfalls wurde eine ausführliche Literaturrecherche durchgeführt, um die in dieser Arbeit erhobenen Normwerte mit eventuell vorhandenen Angaben zu Gehgeschwindigkeiten für einseitig Oberschenkelamputierte aus der einschlägigen Literatur zu vergleichen.

Im Durchschnitt liefen die 58 einseitig Oberschenkelamputierten Patienten mit einer mittleren Gehgeschwindigkeit von 86 ± 21 cm/s und einer maximalen Geschwindigkeit von 113 ± 28 cm/s. Im Vergleich zu den Angaben aus der einschlägigen Literatur waren die durchschnittlichen Gehgeschwindigkeiten der hier betrachteten Probanden etwas niedriger. So berichteten einige Studien von selbstgewählten Gehgeschwindigkeiten von circa 100 cm/s und maximalen Geschwindigkeiten von circa 120 cm/s (21,23,57). Mögliche Gründe hierfür wurden ausführlich diskutiert. Auffallend war vor allem, dass die meisten Studien charakteristisch jüngere Patientenkollektive betrachteten. Da in der Klinischen Prüfstelle Münster viele Kriegsversehrte gemessen wurden, lag das Durchschnittsalter zum Zeitpunkt der Untersuchung bei 52 Jahren.

Die männlichen Probanden erreichten mit durchschnittlich 87 ± 21 cm/s (selbstgewählt) und 114 ± 28 cm/s (maximal) höhere Gehgeschwindigkeiten als die weiblichen Probandinnen, wenngleich die Unterschiede nicht signifikant ausfielen.

Signifikante Ergebnisse ergaben sich hingegen für die mittlere selbstgewählte und maximale Gehgeschwindigkeit der jüngeren Probanden im Vergleich zu den älteren. Die Probanden im Alter zwischen 60 bis 79 Jahren zeigten mit durchschnittlich 76 ± 15 cm/s (selbstgewählt) und 100 ± 19 cm/s (maximal) die geringsten Gehgeschwindigkeiten.

Auch die Amputationsursache zeigte signifikante Auswirkungen auf die durchschnittliche Gehgeschwindigkeit: Tumorbedingt Amputierte liefen mit durchschnittlich 94 ± 16 cm/s (selbstgewählt) und 125 ± 24 cm/s (maximal) am schnellsten. Postraumatisch und vaskulärbedingt Amputierte schlossen sich in genannter Reihenfolge an. Die Amputierten aufgrund von Sepsis oder Osteomyelitis erreichten mit nur 75 ± 19 cm/s (selbstgewählt) und 96 ± 20 cm/s (maximal) die niedrigsten Gehgeschwindigkeiten.

Die Ergebnisse fügten sich in das Gesamtbild der Studien ein. Tumorbedingt wie auch postraumatisch Amputierte erreichten höhere Gehgeschwindigkeiten als Amputierte aufgrund von Gefäßerkrankungen, da sie in der Regel weniger Komorbiditäten aufweisen und jünger sind. Da in der Klinischen Prüfstelle viele Kriegsversehrte betrachtet wurden, waren in dem hier untersuchten Kollektiv die postraumatisch Oberschenkelamputierten Probanden zwar deutlich älter, jedoch trotzdem auffallend belastbar und ausdauernd. Die Amputierten aufgrund einer vaskulären Erkrankung waren zum Zeitpunkt der Messung im Durchschnitt circa 60 Jahre alt.

Die Amputationshöhe wies einen signifikanten Einfluss auf die durchschnittliche selbstgewählte und die maximale Gehgeschwindigkeit auf: Mit durchschnittlich 99 ± 23 cm/s (selbstgewählt) und 136 ± 26 cm/s (maximal) liefen die Amputierten mit Knieexartikulation am schnellsten.

Bei Versorgung mit einem elektronischen Kniepassteil erreichten die Probanden signifikant höhere Gehgeschwindigkeiten: Im Mittel liefen sie mit einer selbstgewählten Gehgeschwindigkeiten von 90 ± 21 cm/s und einer maximalen Geschwindigkeit von 117 ± 28 cm/s. Mit mechanischer Prothese zeigten die Probanden hingegen eine durchschnittliche selbstgewählte Geschwindigkeit von 78 ± 19 cm/s und eine maximale Gehgeschwindigkeit von 102 ± 24 cm/s.

Innerhalb der Gruppe der elektronischen Passteile fanden sich keine signifikanten Unterschiede im Hinblick auf die durchschnittliche selbstgewählte und die maximale Gehgeschwindigkeit. In der einschlägigen Literatur fanden sich keine Studien, die Gangparameter von mehreren elektronischen Passteilen untereinander vergleichen. Besonders hinsichtlich der Weiterentwicklungen auf dem Gebiet des Prothesenbaus wären weitergehende ganganalytische Untersuchungen zu Unterschieden zwischen mikroprozessor-gesteuerten Prothesen von Interesse.

Abschließend ist hervorzuheben, dass es bislang keine Normwerte für Gehgeschwindigkeiten von Oberschenkelamputierter Probanden in der einschlägigen Literatur gibt. Nur wenige Studien befassen sich mit Gangparametern von Oberschenkelamputierten und betrachten meist nur kleine Kollektive. Hinsichtlich der stets prominenter werdenden sogenannten Volkskrankheiten wie Diabetes mellitus oder Hypertonie wären Untersuchungen größerer Kollektive von Oberschenkelamputierten mit vaskulären Erkrankungen interessant.

Die Gehgeschwindigkeit gilt gemeinhin als valides, praktisches Messinstrument für die Mobilität und ist somit als Messparameter an sich wertvoll. Da sie ferner als Surrogatparameter angesehen werden kann, ermöglichen die hier dargestellten Normwerte in Zukunft eine klarere Definition des realistischen Rehabilitationszieles wie auch eine bessere Einschätzung des Behandlungserfolges eines Patienten.

7 Literaturverzeichnis

- (1) Statistisches Bundesamt (2007) Schwerbehinderte Menschen - Fachserie 13, Reihe 5.1 - 2007. Online im Internet: URL: http://www.destatis.de/jetspeed/portal/cms/Sites/destatis/Internet/DE/Content/Publikationen/Fachveroeffentlichungen/Sozialleistungen/BehinderteKriegsopfer/Schwerbehindert_e2130510079004,property=file.pdf [Abrufdatum: 22.11.2011]
- (2) Arbeitsgemeinschaft der Wissenschaftlichen Medizinischen Fachgesellschaften (2009) Leitlinien der Deutschen Gesellschaft für Gefäßchirurgie, AWMF-Leitlinien-Register, Nr.004/027: Die amputationsbedrohte Extremität. Online im Internet: URL: http://www.awmf.org/uploads/tx_szleitlinien/004-027_S2_Die_amputationsbedrohte_Extremitaet_08-2008_09-2010_01.pdf [Abrufdatum: 26.11.2011]
- (3) Otto Bock (2013) Die C-Leg Technologie. Online im Internet: URL: <http://c-leg.ottobock.com/de/technologie.php> [Abrufdatum: 04.02.2013]
- (4) Barr JB, Wutzke CJ, Threlkeld AJ (2012) Longitudinal gait analysis of a person with a transfemoral amputation using three different prosthetic knee/foot pairs. *Physiother.Theory Pract.* 28 (5): 407-411
- (5) Baumgartner R, Botta P (1995) Amputation und Prothesenversorgung der unteren Extremität. Ferdinand Enke Verlag, Stuttgart, 2. Aufl.
- (6) Baumgartner R (1997) Die sitzbeinumgreifende Schafttechnik aus medizinischer Sicht. *Orthopädie-Technik*, S. 650-656
- (7) Baumgartner R, Greitemann B (2002) Grundkurs Technische Orthopädie. Georg Thieme Verlag, Stuttgart
- (8) Baumgartner R, Botta P (2007) Amputation und Prothesenversorgung. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 3. Aufl.
- (9) Bellmann M, Schmalz T, Blumentritt S (2010) Comparative Biomechanical Analysis of Current Microprocessor-Controlled Prosthetic Knee Joints. *Arch.Phys.Med.Rehabil.* 91 (4): 644-652
- (10) Bellmann M, Schmalz T, Ludwigs E, Blumentritt S (2012) Immediate effects of a new microprocessor-controlled prosthetic knee joint: a comparative biomechanical evaluation. *Arch.Phys.Med.Rehabil.* 93 (3): 541-549
- (11) Bericht der Klinischen Prüfstelle für orthopädische Hilfsmittel zum Prüfauftrag Nr.12 (2012) Klassifikation von Fußpassteilen und deren Zuordnung zu Indikationsgruppen; Teil 1: Intraindividuelle Vergleichsuntersuchung an exemplarischen Fußpass-

teilen an unterschenkelamputierten Probanden. Klinik und Poliklinik für Technische Orthopädie und Rehabilitation der Universität Münster

(12) Bohannon RW (1997) Comfortable and maximum walking speed of adults aged 20-79 years: reference values and determinants. *Age Ageing* (26): 15-19

(13) Brückner L, Krieghoff JJ, Arnold W (1992) Die Sauerbruch-Kineplastik - Erste Ergebnisse. *Med Orthop Technol* 112: 33-39

(14) Bui-Khac H (2006) Mittelfristige Ergebnisse der Selbstständigkeit, sozialen Integration und des Alltags bei amputierten Patienten nach rehabilitativen Interventionen [Inaugural-Dissertation]. Westfälische-Wilhelms Universität Münster

(15) Carmona GA, Lacraz A, Assal M (2007) Walking activity in prosthesis-bearing lower-limb amputees. *Rev.Chir.Orthop.Reparatrice Appar.Mot.* 93 (2): 109-115

(16) Chin T, Sawamura S, Shiba R (2006) Effect of physical fitness on prosthetic ambulation in elderly amputees. *Am J Phys Med Rehabil* 85 (12): 992-996

(17) Davies B, Datta D (2003) Mobility outcome following unilateral lower limb amputation. *Prosthet.Orthot.Int* (27): 186-190

(18) Detrembleur C, Vanmarsenille JM, Cuyper F, Dierick F (2005) Relationship between energy cost, gait speed, vertical displacement of centre of body mass and efficiency of pendulum-like mechanism in unilateral amputee gait. *Gait Posture* 21 (3): 333-340

(19) Fitzlaff G, Heim S (2002) Passteile für Prothesen der unteren Extremitäten. Verlag Orthopädie-Technik, Dortmund

(20) Gemeinsamer Bundesausschuss, Paragraph 9: Richtlinie des Gemeinsamen Bundesausschusses über die Verordnung von Hilfsmitteln in der vertragsärztlichen Versorgung. *Bundesanzeiger* (10. April 2012)

(21) Genin JJ, Bastien GJ, Franck B, Detrembleur C, Willems PA (2008) Effect of speed on the energy cost of walking in unilateral traumatic lower limb amputees. *Eur.J.Appl.Physiol.* 103 (6): 655-663

(22) Goujon H, Bonnet X, Sautreuil P, Maurisset M, Darmon L, Fode P (2006) A functional evaluation of prosthetic foot kinematics during lower-limb amputee gait. *Prosthet.Orthot.Int.* 30 (2): 213-223

(23) Goujon-Pillet H, Sapin E, Fodé P, Lavaste F (2008) Three-Dimensional motions of trunk and pelvis during transfemoral amputee gait. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 89 (1): 87-94

(24) Greitemann B, Bork H, Brückner L (2002) *Rehabilitation Amputierter*. Gentner Verlag Stuttgart, Stuttgart, 1. Aufl.

- (25) Einstufung in unterschiedliche Aktivitätsgrade nach Major-Amputation der unteren Extremität, Vortrag Idstein am 3.4.2008. Online im Internet: URL: http://www.fms-dresden.de/fms_media/Vortrag+Gro%C3%9F+Major_Amputationen.pdf [Abrufdatum: 24.09.12]
- (26) Hagberg K, Haggstrom E, Branemark R (2007) Physiological cost index (PCI) and walking performance in individuals with transfemoral prostheses compared to healthy controls. *Disabil.Rehabil.* 29 (8): 643-649
- (27) Hermodsson Y, Ekdahl C, Persson BM, Roxendal G (1994) Gait in male trans-tibial amputees: A comparative study with healthy subjects in relation to walking speed. *Prosthet.Orthot.Int* 18 (2): 68-77
- (28) Horvath E (1990) Zur Phänomenologie des Gangbildes. Gangbildanalyse – Stand der Messtechnik und Bedeutung für die Orthopädietechnik, Internationales Symposium, Berlin
- (29) Huang GF, Chou YL, Su FC (2000) Gait analysis and energy consumption of below-knee amputees wearing three different prosthetic feet. *Gait Posture* 12 (2): 162-168
- (30) Isakov E, Burger H, Krajnik J, Gregoric M, Marincek C (1996) Influence of speed on gait parameters and on symmetry in transtibial amputees. *Prosthet.Orthot.Int* 20 (3): 153-158
- (31) Jaegers SM, Arendzen JH, de Jongh HJ (1995) Prosthetic gait of unilateral transfemoral amputees: a kinematic study. *Arch Phys Med Reha* 76 (8): 736-743
- (32) James U, Oberg K (1973) Prosthetic gait pattern in unilateral above-knee amputees. *Scand.J.Rehabil.Med.* 5 (1): 35-50
- (33) Jeans KA, Browne RH, Karol LA (2011) Effect of amputation level on energy expenditure during overground walking by children with an amputation. *J Bone Joint Surg Am* 93 (1): 49-56
- (34) Jones ME, Bashford GM, Mann JM (1997) Weight bearing and velocity in trans-tibial and transfemoral amputees. *Prosthet.Orthot.Int* 21: 183-186
- (35) Juhnke D (2010) Über die Endo-Exo-Femurprothese [Inaugural-Dissertation]. Ludwig-Maximilians-Universität München
- (36) Kang HG, Dingwell JB (2008) Separating the effects of age and walking speed on gait variability. *Gait Posture* 27 (4): 572-577
- (37) Kark L, Vickers D, McIntosh A, Simmons A (2012) Use of gait summary measures with lower limb amputees. *Gait Posture* 35 (2): 238-243

- (38) Kastner J, Nimmervoll R, Kristen H, Wagner P (1999) What are the benefits of the C-Leg? A comparative gait analysis of the C-Leg, the 3R45 and the 3R80 prosthetic knee joints. *Med Orthop Technol*: 131-137
- (39) Kaufman KR, Iverson B, Padgett D, Brey RH, Levine JA, Joyner MJ (2006) Do microprocessor-controlled knees work better? *J.Biomech.* 39, Supplement 1: 70
- (40) Klein T (2003) Selbstkonzept und Coping-Prozesse bei Patienten nach einer Amputation [zugl. doctor phil.] Fakultät Rehabilitationswissenschaften der Universität Dortmund
- (41) Kodesh E, Kafri M, Dar G, Dickstein R (2012) Walking speed, unilateral leg loading, and step symmetry in young adults. *Gait Posture* 35 (1): 66-69
- (42) Kramers-de Quervain IA, Stüssi E, Stacoff A (2008) Ganganalyse beim Gehen und Laufen. *Schweizerische Zeitschrift für Sportmedizin und Sporttraumatologie* 56 (2): 35-42
- (43) Kristen H, Nimmervoll R (2002) Moderne Prothesen, moderne Passteile. *Med Orthop Technol* 122: 106-113
- (44) Kristen H, Nimmervoll R (2004) Indikationen für C-Leg - Grundlagen und Entscheidungshilfen. *MOT* 1: 35-44
- (45) Burhenne V (2003) Prothesen von Kopf bis Fuß. Katalog zur gleichnamigen Wanderausstellung des Westf. Museumsamtes, Landschaftsverband Westfalen-Lippe. Kettler GmbH, Münster, S. 5-13
- (46) Lechler K, Müller R, Schimmelpfennig B (2011) Die Grundlagen der Verordnung zeitgemäßer Prothesenpassteile. *Orthopädie-Technik* (5): 356-361
- (47) Macfarlane P, Nielsen D, Shurr D, Meier K, Clark R, Kerns J (1997) Transfemoral amputee physiological requirements: comparisons between SACH foot walking and flexfoot walking. *J Prosthet Orthot* 9 (4): 138-142
- (48) MacKenzie EJ, Bosse MJ, Castillo RC (2004) Functional outcomes following trauma-related lower-extremity amputation. *J Bone Joint Surg Am* 86: 1636-1645
- (49) Pohlig K (1997) Prothesenschaftsysteme und deren Gestaltungsvarianten für zirkulationsgestörte Oberschenkelamputierte. In: *Orthopädie-Technik*, S. 657-663
- (50) Prince F, Corriveau H, Hébert R, Winter DA (1997) Gait in the elderly. *Gait Posture* 5: 128-135
- (51) Pschyrembel (2007) *Klinisches Wörterbuch*. de Gruyter Verlag, Berlin, Aufl. 261

- (52) Samson MM, Crowe A, de Vreede PL, Dessens JA, Duursma SA, Verhaar HJ (2001) Differences in gait parameters at a preferred walking speed in healthy subjects due to age, height and body weight. *Aging (Milano)* 13 (1): 16-21
- (53) Sansam K, Neumann V, O'Connor R, Bhakta B (2009) Predicting walking ability following lower limb amputation: a systematic review of the literature. *J Rehabil Med* 41: 593-603
- (54) Schüling S, Hildebrandt M, Tiemeyer K (2011) Elektronisch gesteuerte Kniepass-teile für Oberschenkelamputierte im direkten Vergleich: prospektive intraindividuelle cross-over Studie mit C-Leg und Rheo Knee. Schüling Verlag, Münster, Aufl. 1
- (55) Seelen HAM, Hemmen B, Schmeets AJ, Ament AJHA, Evers SMAA (2009) Pro-seses with a microprocessor-controlled knee joint: effects on functional health and costs. *Orthopädie-Technik Quarterly, English edition* 4: 4-102
- (56) Segal A, Orendurff MS, Klute GK, McDowell ML, Pecoraro JA, Shofer J (2006) Kinematic and kinetic comparisons of transfemoral amputee gait using C-Leg® and Mauch SNS prosthetic knees. *Journal of Rehabilitation Research & Development* 7: 857-870
- (57) Sjö Dahl C, Jarnlo GB, Söderberg B, Persson BM (2002) Kinematic and kinetic gait analysis in the sagittal plane of transfemoral amputees before and after special gait re-education. *Prosthet.Orthot.Int* 26: 101-112
- (58) SMS Technologies (1999) GAITRite operating manual. SMS Technologies Re-order No: SMS0266033.
- (59) Theeven P, Hemmen B, Rings F, Meys G, Brink P, Smeets R (2011) Functional added value of microprocessor-controlled knee joints in daily life performance of Medi-care Functional Classification Level-2 amputees. *J.Rehabil.Med.* 43 (10): 906-915
- (60) Trallesi M, Porcaccia P, Averna T, Brunelli S (2008) Energy cost of walking measurements in subjects with lower limb amputations: a comparison study between floor and treadmill test. *Gait Posture* 27 (1): 70-75
- (61) Veltmann U, Wühr J, Linkemeyer L, Wetz HH (2007) C-Leg and Rheo Knee: Are they interchangeable? Canadian National Society for Prosthetics and Orthotics, ISPO Congress. Vancouver, Canada
- (62) Vickers DR, Palk C, McIntosh AS, Beatty KT (2008) Elderly unilateral transtibial amputee gait on an inclined walkway: A biomechanical analysis. *Gait Posture* 27: 518-529
- (63) Wetz HH, Hafkemeyer U, Drerup B (2005) Einfluss des C-Leg Kniegelenk Passteiles der Fa. Otto Bock auf die Versorgungsqualität von Oberschenkelamputierten. *Der Orthopäde* 34 (4): 298-319

(64) Wetz HH, Jacob HA (1994) Synergism between joint mechanics and stump muscles in upper leg amputees. Arguments for a myotendinosis of the greater adductor muscle. Z.Orthop. 132 (3): 244-249

(65) Wetz HH, Gisbertz D (2000) Geschichte der Exoprothetik an der unteren Extremität. Der Orthopäde 29 (12): 1018-1032

(66) Whittle M (1991) Gait Analysis, an Introduction. Butterworth-Heinemann Ltd

(67) Wühr J, Linkemeyer L, Drerup B, Wetz HH (2008) Vergleich tuberumgreifender und tuberunterstützender Schäfte: klinische und biomechanische Untersuchungen. Orthopädie-Technik: 826-833

(68) Wühr J, Linkemeyer L, Drerup B, Wetz HH (2008) Vergleichende klinische und biomechanische Prüfung elektronisch gesteuerter Kniepassteile für Oberschenkelprothesen. Orthopädie-Technik 3: 162-166

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Phasen des menschlichen Gangzyklus	4
Abbildung 2: Aufbau einer Oberschenkelprothese mit verschiedenen Schaftsystemen, Knie- und Fußpassteilen	11
Abbildung 3: Altersverteilung nach Geschlecht (n=62).....	25
Abbildung 4: Anzahl der Probanden nach Amputationsursache (n=58).....	26
Abbildung 5: Anzahl der Probanden nach Stumpflänge (n=58)	27
Abbildung 6: Mittlere normale und maximale Gehgeschwindigkeit für das gesamte Patientenkollektiv (n=58)	31
Abbildung 7: Mittlere normale und maximale Gehgeschwindigkeit in Abhängigkeit vom Geschlecht (n=58)	32
Abbildung 8: Mittlere normale und maximale Gehgeschwindigkeit in Abhängigkeit vom Alter der Probanden (n=62).....	33
Abbildung 9: Mittlere normale und maximale Gehgeschwindigkeit in Abhängigkeit von der Amputationsursache (n=58)	35
Abbildung 10: Mittlere normale und maximale Gehgeschwindigkeit in Abhängigkeit von der Stumpflänge (n=58).....	37
Abbildung 11: Mittlere normale und maximale Gehgeschwindigkeit in Abhängigkeit von mechanischer oder elektronischer Passteilversorgung (n=58)	38
Abbildung 12: Mittlere normale und maximale Gehgeschwindigkeit für verschiedene mikroprozessorgesteuerte Kniepassteile (n=58).....	40

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Anzahl der Probanden und Messungen bei mechanischer und elektronischer Passteilversorgung	28
Tabelle 2: Anzahl der Probanden und Messungen mit verschiedenen elektronischen Passteilen	28
Tabelle 3: Normwerte für die durchschnittliche selbstgewählte und maximale Gehgeschwindigkeit des gesamten Patientenkollektivs (n=58)	29
Tabelle 4: Normwerte für die durchschnittliche selbstgewählte und maximale Gehgeschwindigkeit in Abhängigkeit vom Geschlecht (n=58)	32
Tabelle 5: Normwerte für die durchschnittliche selbstgewählte und maximale Gehgeschwindigkeit in Abhängigkeit vom Alter (n=62)	33
Tabelle 6: Normwerte für die durchschnittliche selbstgewählte und maximale Gehgeschwindigkeit in Abhängigkeit von der Amputationsursache (n=58)	35
Tabelle 7: Normwerte für die durchschnittliche selbstgewählte und maximale Gehgeschwindigkeit in Abhängigkeit von der Stumpflänge (n=58)	36
Tabelle 8: Normwerte für die durchschnittliche selbstgewählte und maximale Gehgeschwindigkeit in Abhängigkeit von mechanischer versus elektronischer Prothese (n=58)	38
Tabelle 9 : Normwerte für die durchschnittliche selbstgewählte und maximale Gehgeschwindigkeit in Abhängigkeit von der elektronischen Passteilversorgung (n=58)	40
Tabelle 10: Mittlere normale und maximale Gehgeschwindigkeit von 230 gesunden Probanden in Abhängigkeit von Geschlecht und Lebensdekade	56
Tabelle 11: Mittlere normale Gehgeschwindigkeiten in Abhängigkeit von Alter und Geschlecht	57

Danksagung

Danken möchte ich Herrn Prof. Dr. med. Wetz, Direktor der Klinik und Poliklinik für Technische Orthopädie und Rehabilitation, für die freundliche Überlassung des Themas. Ein besonderer Dank gilt Herrn Dr. med. Schüling für seine umsichtige und engagierte Betreuung der Arbeit, verbunden mit vielen wertvollen, formalen wie auch inhaltlichen Hinweisen. Die jederzeit gewährte freundliche Unterstützung trug nicht zuletzt zur Anfertigung dieser Arbeit bei.

Weiterhin bedanke ich mich bei allen Mitarbeitern der Technischen Orthopädie Münster, insbesondere bei Herrn Prof. Drerup für die statistische Hilfestellung, bei Frau Tiemeyer für die Bereitstellung wichtiger Daten und Informationen wie auch bei Herrn Hildebrandt für die kurzfristige Excelberatung.

Ein persönlicher Dank gilt meinen Eltern Elke und Lothar Schön für ihre Hilfe, Unterstützung und Geduld, wie auch für das Korrekturlesen und die konstruktive Kritik.

Danke Fabi für deine Formatierungskünste nach meist langen Arbeitstagen.