

Mobiles Ganganalysesystem zur Bewertung der prothetischen Versorgung transfemoraler Amputationen

vorgelegt von
Dipl.-Ing. Julius Thiele
geb. in Potsdam

von der Fakultät V – Verkehrs- und Maschinensysteme
der Technische Universität Berlin
zur Erlangung des akademischen Grades

Doktor der Ingenieurwissenschaften
– Dr.-Ing. –

genehmigte Dissertation

Promotionsausschuss

Vorsitzender: Prof. Dr. phil. Dietrich Manzey

Gutachter: Prof. Dr.-Ing. Marc Kraft

Prof. Dr.-Ing. Georg Duda

Tag der wissenschaftlichen Aussprache: 21. Februar 2019

Berlin 2019

Inhaltsverzeichnis

Danksagung	5
Zugehörige Forschungsprojekte	6
Erklärung zu Interessenkonflikten	6
Kurzfassung.....	7
Abstract	8
1 Einleitung.....	9
2 Grundlagen	11
2.1 Physiologie des Gehens	12
2.2 Gangbild mit transfemorale Beinprothese	13
2.3 Abweichungen im Gangbild mit transfemorale Beinprothese.....	14
2.4 Stumpfbettung im Prothesenschaft.....	17
2.5 Statische Aufbauoptimierung transfemorale Beinprothesen	18
2.6 Studie zu Degenerativen Erkrankungen des Bewegungsapparats von Prothesennutzern.....	20
3 Entwicklung des mobilen Ganganalysesystems	22
3.1 Demonstrator	22
3.1.1 Anforderungen und Systemdesign.....	22
3.1.2 Prototyp für erste Probandenstudien	22
3.1.3 Patentrecherche	24
3.1.4 Gestaltung der Expertensoftware	25
3.2 Software zur Ganganalyse	27
3.2.1 Programmstruktur	28
3.2.2 Nutzeroberflächen und Messdatenverarbeitung.....	33
3.2.3 Biomechanische Berechnungen.....	38
3.2.4 Mittelwertberechnung.....	40
3.2.5 Gangphasenerkennung.....	40
3.2.6 Forschungsdatenbank.....	43
3.2.7 Maschinelles Lernen	43
3.3 Gelenkinematik mit Inertialsensordaten.....	44
3.3.1 Ansatz für kinematische Ketten mit zwei Segmenten	45
3.3.2 Überprüfung der Lösungen des Algorithmus	55
3.3.3 Berechnung der Gelenkwinkel in Hauptbewegungsrichtung	61
3.3.4 Mehrdimensionale Berechnung der Gelenkwinkel	64

3.3.5	Diskussion	70
3.3.6	Gelenkwinkelberechnung mit biomechanischem Modell	72
3.4	Optimierung der kinetischen Messsystemkomponenten	78
3.4.1	Optimierung der Geometrie des Kraft-/Momentensensors	79
3.4.2	Kalibrierverfahren lineare Regression	80
3.4.3	Kalibrierverfahren polynomiale Regression	81
3.4.4	Kalibrierprüfstand	84
3.4.5	Messfehlerabschätzung	85
3.4.6	Validierung des Kraft-/Momentensensors	89
4	Ganganalytische Studien und Ergebnisse	91
4.1	Design und Leistungsfähigkeit mikroprozessorgesteuerter Kniegelenke	92
4.1.1	Material und Methode	93
4.1.2	MPK-Studie 1	95
4.1.3	MPK-Studie 2	108
4.1.4	Zusammenfassung der Ergebnisse zu mikroprozessorgesteuerten Kniegelenken	115
4.2	Feldstudie Mobilitätsuntersuchungen an Oberschenkelamputierten	116
4.2.1	Intraindividuelle Varianzen von Bewegungsmustern im Alltag	117
4.2.2	Interindividuelle Varianzen und Normierungsstrategien	118
4.2.3	Maschinelle Lernmethoden zur Aktivitätsmustererkennung	120
4.3	Studien zum Prothesenaufbau	127
4.3.1	Material und Methode Pilotstudie, Studien 1 & 2	127
4.3.2	Ergebnisse Pilotstudie	133
4.3.3	Ergebnisse Studie 1	140
4.3.4	Ergebnisse Studie 2	154
4.3.5	Diskussion und Limitationen	161
4.4	Maschinelles Lernen zur Klassifikation des Prothesenaufbaus	163
4.4.1	Methode	164
4.4.2	Ergebnisse	166
4.4.3	Diskussion	167
4.5	Studie 3 mit mobilem Messsystem	168
4.5.1	Material und Methode	168
4.5.2	Ergebnisse	171
4.5.3	Diskussion	177
5	Zusammenfassung und Ausblick	179

Publikationen und Beiträge.....	186
Literaturverzeichnis	188
Herstellerverzeichnis	196
Glossar	197
Formelzeichen	198
Tabellenverzeichnis	200
Abbildungsverzeichnis	202
Anhang A Liste der Gangparameter	210
Anhang B Ganganalysesoftware.....	214
Anhang C Ergänzende Ergebnisse Probandenstudien.....	218
Anhang C.1 Studie 1.....	218
Anhang C.2 Studie 2.....	219
Anhang D Markersets stationäre Ganganalyse.....	221
Anhang E Ergebnisse Patentrecherche	224

Danksagung

Professionelle Unterstützung von allen Seiten – das ist es, was ein Dissertationsvorhaben braucht und zu meinem Glück konnte ich jederzeit darauf zählen. Die tiefempfundene Dankbarkeit können Worte nur schwer fassen. Dennoch ist es einen Versuch wert.

Zuerst darf ich mich bei Prof. Dr. Marc Kraft für die entgegengebrachte Wertschätzung, das Vertrauen und die vielen eröffneten Möglichkeiten als Student der Medizintechnik, studentischer Mitarbeiter und wissenschaftlicher Mitarbeiter der TU Berlin bedanken. Seine Zuversicht und sein Pragmatismus haben es vermocht, den stets wachsenden Berg an schwierigen Aufgaben in lösbarere Pakete zu verwandeln und sie mit gestärkter Motivation anzupacken. Dabei immer das angenehme Gefühl zu vermitteln auf Augenhöhe miteinander zu sprechen, vermögen nicht viele Menschen.

Meinen kompetenten und geschätzten Kollegen am Fachgebiet Medizintechnik möchte ich ebenfalls danken. Besonders Bettina Westebbe, Christina Schöllig, Peter Seufert, Axel Krause und Steven Mücke haben wertvolle Beiträge zum Gelingen unserer gemeinsamen Forschungsprojekte geleistet. Ich möchte nun ebenfalls gutes Gelingen für eure eigenen Dissertationsvorhaben wünschen. Neben den wissenschaftlichen Mitarbeitern konnte ich auf ebenso kompetente studentische Mitarbeiter, Diplom- und Masteranwärter zählen. Hier möchte ich besonders Bianca Lüders, Linda Kampe, Klara Erhart, Ronja Flemming, Ionut Scirlet und Gernot Rüppel hervorheben, die sich durch außergewöhnliche Leistungen ausgezeichnet haben. Aber auch außerhalb der Prothetik-Gruppe des Fachgebiets Medizintechnik gab es viel Unterstützung, für die ich mich bedanken möchte. Stellvertretend für viele geschätzte Kollegen der TU Berlin im Innovationscluster BeMobil stehen Dr. Thomas Seel für ein stets offenes Ohr für vieldimensionale kinematische Probleme, Dr. Michael Minge und Katharina Lorenz für eine gelungene UX. Vielen Dank Regina Leiss und Patricia Mortensen für die Hilfe bei allen organisatorischen Unwägbarkeiten.

Anwendungsnahe Forschung ist ohne starke Partner nicht denkbar. Und so darf ich mich bei vielen kompetenten und geschätzten Mitarbeitern der Firma Ottobock bedanken – stellvertretend bei Erik Albrecht-Laatsch, Dr. Filip Szufnarowski und Martin Schmidt für eine Embedded System Entwicklung die sich sehen lassen kann, bei Martin Pusch für viele Anregungen und seine geballte Kompetenz zu den Implikationen von Veränderungen am transfemorale Prothesenaufbau, bei Dr. Malte Bellmann für viele produktive Stunden mit mikroprozessorgesteuerten Kniegelenken und bei Dr. Thomas Schmalz sowie Michael Borchardt für ihre Unterstützung im Ganglabor Göttingen. Großer Dank gebührt Sven Zarling stellvertretend für alle unermüdlichen Probanden in den zahlreichen Messungen. Zuletzt möchte ich mich noch besonders bei Dr. Simone Oehler bedanken, die als wissenschaftliche Mitarbeiterin der TU Berlin die Prothetik-Gruppe des Fachgebiets Medizintechnik wesentlich geformt hat und auch als Mitarbeiterin der Firma Ottobock immer wenigstens ein Auge sowie ein Ohr für die Forschung übrig hat. Weiterhin darf ich mich bei Ulrich Wegener und Philip Töllner vom Rehabtech Research Lab und bei Tom Reetz stellvertretend für die Mitarbeiter der Firma medilogic bedanken. Der reibungslose Ablauf der Probandenstudien wäre ohne Dr. Bastian Welke und Dr. Frank Seehaus von der Medizinischen Hochschule Hannover sowie den Orthopädietechnik Meistern Manfred Kremsier von John + Bamberg und Karsten Müller von SanAktiv nicht möglich gewesen – vielen Dank.

Für die langjährige produktive Zusammenarbeit in der Qualifikation von Studenten im Bereich Biomechanik und beim Anschub von Forschungs Kooperationen möchte ich stellvertretend für das gesamte Julius Wolff Institut der Charité Universitätsmedizin Berlin Prof. Dr. Georg Duda und Dr. Philipp Damm danken.

Zugehörige Forschungsprojekte

Die zu diesem Dissertationsvorhaben gehörigen vom Bundesministerium für Bildung und Forschung geförderten Forschungsarbeiten wurden innerhalb des Projekts „mebGO“ (FKZ 01EZ1112A) und des Teilprojekts „Messtechnikbasierte Gangbildoptimierung“ des Innovationscluster „BeMobil – Mobilität Wiedererlangen“ (FKZ V4ICR01) an der Technischen Universität Berlin zwischen 01.06.2011 und 31.12.2017 durchgeführt. Parallel erfolgten kommerzielle Entwicklungen bei den industriellen Projektpartnern Ottobock [a] und medilogic [b]. Die Probandenstudien wurden in enger Zusammenarbeit mit den Projektpartnern Medizinische Hochschule Hannover [c], Ottobock und SanAktiv [d] durchgeführt. Zusammen mit der Techniker Krankenkasse [e] konnten Fragestellungen zu Folgeerkrankung durch die Prothesenutzung retrospektiv untersucht werden.

Erklärung zu Interessenkonflikten

Die beiden im Absatz 4.1 Design und Leistungsfähigkeit mikroprozessorgesteuerter Kniegelenke vorgestellten Studien MPK-Studie 1 und MPK-Studie 2 wurden von der Ottobock SE & Co. KGaA finanziert und unterstützt.

Kurzfassung

Einleitung: Der Verlust von Teilen der unteren Gliedmaßen stellt ein einschneidendes Ereignis für jeden Betroffenen dar. Mit einer Beinprothese lässt sich die Mobilität zwar weitestgehend wiedererlangen, jedoch weisen auch Prothesen mit modernen mikroprozessorgesteuerten Kniegelenksystemen (MPK) Limitationen gegenüber dem deutlich komplexeren natürlichen Vorbild auf. Umso wichtiger sind eine sinnvolle Auswahl der Prothesenkomponenten und eine gewissenhafte Anpassung der Prothese an die spezifischen Anforderungen jedes Patienten. Um diesen Optimierungsprozess zu unterstützen und das Ergebnis zu objektivieren, wurde ein mobiles Ganganalyse-System mit einer zugehörigen Expertensoftware entwickelt.

Material und Methode: Das mobile Ganganalyse-System erfasst die in der Prothese wirkenden Kräfte und Momente, den Druck und die Scherkräfte auf der kontralateralen Seite sowie die Bewegungen der Körpersegmente Fuß, Unterschenkel, Oberschenkel, Becken und Oberkörper mit je einem drahtlosen Sensor. Daneben wurde ein stationäres Ganganalyse-System mit einer instrumentierten Laufbahn genutzt, um die Validierung der entwickelten Algorithmen zur Auswertung der Sensordaten zu ermöglichen. Mehrere Studien mit transfemorale amputierten Probanden untersuchten den Einfluss von verschiedenen Prothesenkomponenten und Varianten der Prothesengeometrie (Aufbau) auf das Gangbild der Teilnehmer. Exemplarisch wurden typische Abweichungen im Gangbild mit Prothese (Gehfehler) betrachtet. Um eine automatisierte Bewertung der umfangreichen Messdaten zu evaluieren, wurden verschiedene Methoden des maschinellen Lernens eingesetzt.

Ergebnisse: Die im mobilen Ganganalyse-System erfassten Kräfte und Momente in der Prothese sowie die berechneten Gelenkwinkel zeigten eine hohe Validität. Der Einsatz verschiedener MPK hatte einen deutlichen Einfluss auf das Gangbild der Probanden, der auf die unterschiedlichen Möglichkeiten der Kniegelenke bei der Erzeugung von Bewegungswiderständen zurückführbar ist. Bei der Untersuchung verschiedener Varianten des Prothesenaufbaus wurden starke interindividuelle Unterschiede aber auch formbedingte intraindividuelle Unterschiede deutlich. Dennoch konnten insbesondere für die Verschiebung der Knieachse in anterior-posteriorer Richtung und für die Anpassung der Plantarflexion des Prothesenfußes systematische Effekte beobachtet werden, wie eine stark individuelle Kompensation der Flexionsneigung in der Standphase. Dies zeigte sich auch bei der Kombination von Aufbauvariationen in der Sagittal- und Frontalebene. Weiterhin fehlten Interaktionseffekte zwischen den Anpassungen in beiden Ebenen und es wurden starke Ermüdungseffekte deutlich. Während sich die untersuchten Gehfehler gut quantifizieren lassen, ist die automatisierte Bewertung des Gangbilds bei den Aufbauvariationen durch Inter- und Intraindividuelle Variabilität erschwert. Sind die individuellen Besonderheiten im Gangbild eines Probanden bekannt, konnten hohe Erkennungsgenauigkeiten erzielt werden.

Diskussion: Das mobile Ganganalyse-System ermöglicht eine objektive Bewertung des Gangbilds transfemorale amputierter Probanden und kann so die Optimierung von Beinprothesen in der Versorgung unterstützen. Wegen der festgestellten individuellen Differenzen ist eine Referenzmessung vor Start des Optimierungsprozesses angezeigt und es sollte eine Einordnung der Messwerte in spezifische Referenzbereiche erfolgen, die sich an der Konstitution der Probanden orientieren. Hierfür ist die Untersuchung größerer Kollektive notwendig, auch um die automatische Auswertung der Messdaten mit Methoden des maschinellen Lernens zu optimieren. Das mobile Ganganalyse-System ermöglicht durch den geringen Messaufwand umfangreiche Studien im versorgungsnahen Umfeld und bietet sich damit für die Sammlung eines umfassenden Datenpools an.

Abstract

Introduction: The loss of parts of the lower limbs means a severe change to anyone affected. With a prosthetic leg, mobility can be largely regained. Compared to the much more complex natural counterpart, even prostheses featuring modern microprocessor-based knee joint systems (MPK) have distinct limitations. Against this backdrop a reasonable selection of the prosthesis components and an accurate adjustment of the prosthesis itself, considering the specific demands of each patient, are all the more important. To support this optimization process and to objectify the result, a mobile gait analysis system featuring dedicated software for orthopedic experts was developed.

Material and methods: The mobile gait analysis system detects the forces and moments acting in the prosthesis, the pressure and the shear forces on the contralateral side, and the movements of the body segments foot, lower leg, thigh, pelvis, and upper body, each with a wireless sensor. Adding a motion analysis lab with an instrumented walkway, the developed algorithms for processing of data of the mobile system are validated. Studies with transfemoral amputated subjects examined the influence of different prosthetic components and different prosthesis alignments on the gait pattern of the participants and examples of abnormal gait pattern with prosthesis were analyzed. In order to evaluate options for automated analysis of the extensive measurement data, various methods of machine learning were implemented.

Results: The mobile gait analysis system showed a high validity comparing the forces and moments acting in the prosthesis and the calculated joint angles to the data of the stationary measurement systems of the motion analysis lab. The use of different MPK had a significant influence on the gait pattern of the subjects, due to distinct mechanisms for generating joint resistances with considerably varying capabilities. The examination of different prosthesis alignments revealed strong interindividual differences as well as intraindividual differences due to the physical and mental state on the day of testing. Nevertheless, especially for the displacement of the knee axis in the anterior-posterior direction and for the adaptation of the plantar flexion of the prosthetic foot systematic effects were observed, such as a highly individual compensation of the tendency towards flexion during stance phase. This was also evident in the combination of alignment variations in the sagittal and frontal planes. Furthermore, there were no interaction effects between variations in both planes, but strong effects due to exhausting became apparent. For the examined abnormal gait pattern with prosthesis a quantitative measure could be specified. For the alignment variations the automated evaluation of resulting gait pattern is complicated by inter- and intravariability. If the individual characteristics of the gait pattern of one subject are identified, high recognition accuracies could be achieved with particular machine learning algorithms.

Discussion: The mobile gait analysis system provides an objective assessment of gait patterns of transfemoral amputees, thus being able to assist during optimization of leg prostheses by orthopedic technicians. Due to the detected individual differences, a baseline measurement before start of the optimization process is indicated. For all measured values a classification based on the constitution of the subject would be reasonable to weight the results with respect to a comparable basis. The investigation of larger cohorts is mandatory in this context and would also allow for optimization of the automated evaluation of measurement data with methods of machine learning. With the mobile gait analysis system, due to the low effort for data acquisition, extensive studies within point of care environments are feasible and thus comprehensive data on prosthesis optimization may easily be collected.

1 Einleitung

Die Evolution der Fortbewegung auf zwei Beinen geht Hand in Hand mit der Ausdifferenzierung der oberen Gliedmaßen zu kinematisch und sensorisch mächtigen Aktuatoren. Die resultierenden vielfältigen Manipulationsmöglichkeiten der Umwelt und die damit verbundene Nutzung von Werkzeugen haben einen erheblichen Beitrag zur Entwicklung der menschlichen Intelligenz geleistet. Die bipedale Fortbewegung ist dennoch mehr als die Konsequenz aus der Differenzierung der Hände. Auch sie unterliegt einer Evolution mit Fokus auf Bewegungen in eher ebenem Gelände. Die von der Anthropologie beschriebenen großen Wanderungen menschlicher Vorfahren passen in dieses Bild, auch wenn sie wahrscheinlich in viele kleine Etappen unterteilt waren. Unabhängig von der Streckenlänge erfordert das Gehen in der Ebene eine hohe Energieeffizienz, was sich entsprechend in unserem muskuloskelettalen System spiegelt. Das Beschleunigen der Körpermasse in Progressionsrichtung macht allerdings nur einen geringen Anteil am gesamten Verbrauch aus. Entscheidender sind das Heben und Senken des Körperschwerpunkts gegen das Erdschwerefeld sowie Beschleunigungs- und Abbremsvorgänge, die bei jedem Bodenkontakt notwendig werden. Und selbst beim Stehen verbrauchen die zur Stabilisierung angespannten Muskeln Energie um ihre Zugkraft zu halten. Ein Rad erscheint deshalb besser geeignet als zwei Beine, um die Forderung nach effizienter Fortbewegung zu erfüllen. Daneben stehen jedoch zusätzliche Forderungen, wie die nach großer Beweglichkeit und der Möglichkeit auch in unebenem Gelände und an Hindernissen agieren zu können. Außerdem hat das Gehen mit zwei Beinen mehr mit dem Abrollen eines Rades gemein, als spontan zu vermuten wäre. Die dazu folgende Beschreibung des physiologischen Gangs des Menschen soll weniger das komplexe Zusammenspiel von Muskelgruppen, Skelett und sensorischen Systemen beleuchten, sondern phänomenologische Gesichtspunkte herausarbeiten. Dadurch können die zentralen Mechanismen des Gehens identifiziert werden, um einen Eindruck zu gewinnen wie der Verlust eines Beines mit technischen Hilfsmitteln bestmöglich ausgeglichen werden kann. Dass ein künstliches Bein die gleiche Funktionalität wie sein natürliches Pendant bereitstellen kann, bleibt angesichts der um Größenordnungen geringeren Komplexität aktueller technischer Systeme außer Frage. Dennoch ermöglichen moderne Prothesen ihren Nutzern eine weit umfassendere Mobilität als sie durch andere Hilfsmittel wie zum Beispiel Rollstühle bereitzustellen wäre. Wie sich das Gehen mit verschiedenen modernen Knieprothesen gestaltet, soll deshalb im Folgenden ebenfalls betrachtet werden. Neben dem Einfluss verschiedener Prothesenkomponenten ist die Anpassung der Prothesengeometrie und die Einstellung der Komponenten ein entscheidender Faktor für die Güte des Gangbilds eines Patienten.

Die Geometrie wird zunächst anhand der Prothesenstatik festgelegt. Dazu werden häufig Messsysteme eingesetzt, die die Belastungssituation mit Laserprojektion oder Augmented Reality auf der Prothese visualisieren (L.A.S.A.R. Posture, 3D LASAR Posture [a]). Die dynamischen Einstellungen werden in der Prothetik zumeist visuell überprüft (Bewegungssehen) [1, 2, 3, 4]. Dies kann nur qualitative Aussagen liefern und einige ganganalytisch relevante Aspekte wie der Grad der Belastung beim Gehen entziehen sich vollkommen der visuellen Beurteilung [5]. Moderne Prothesensysteme bieten zwar häufig Einstellhilfen die dynamische Aspekte des Gehens auswerten. Der beschränkte Umfang der Sensorik limitiert jedoch die ableitbaren Schlüsse. Eine zusätzliche visuelle Beurteilung des Gangbilds bleibt unabdingbar. Tiefergehende Einblicke in die Dynamik des Gehens erfordern komplexe stationäre Ganganalyzesysteme, die eine Vielzahl biomechanischer Messmethoden kombinieren, um eine möglichst vollständige Beschreibung des Gangmusters zu erreichen [6, 7, 8]. Mit kinematischen Messsystemen werden die Lageveränderung einzelner Körpersegmente im Raum erfasst und anhand der Gelenkwinkel und Trajektorien von Körpersegmenten beschrieben [8, 9]. Kinetische Messsysteme

erfassen die auf ein Gelenk oder Körperteil wirkenden Kräfte und Momente, die zur Entstehung oder Kontrolle von Bewegungen beitragen. Die Labormessungen werden überwiegend in der Forschung und nur sehr selten in der Patientenversorgung eingesetzt, da sie zeitaufwendig sind und die benötigte technische Ausstattung kostspielig ist. Außerdem stellt schon die Laborsituation einen wichtigen limitierenden Faktor dar, weil häufig nur das Gehen in der Ebene möglich und nur ein kleines Messvolumen vorhanden ist. Zumeist wird deshalb nur ein Doppelschritt pro Versuch aufgezeichnet [10]. Das Gehen auf einem Laufband kann dieses Problem nicht auflösen, da die Schrittfrequenz und Schrittlänge signifikante Unterschiede zum normalen Gehen ohne Laufband zeigen. Ein außerhalb des Labors nutzbares mobiles Ganganalysesystem erweitert die Nutzungsmöglichkeiten also deutlich und wäre sehr gut geeignet, um die prothetische Versorgung von Patienten mit objektiven Daten zu unterstützen.

In vorausgehenden Forschungsprojekten an der TU Berlin wurde bereits ein mobiles Messsystem genutzt, das die oben genannten Nachteile stationärer Systeme aufhebt und ohne Änderung der Geometrie (im Folgenden auch „Aufbau“) in eine Prothese eingebaut werden kann. Es wurde vom Forschungspartner Ottobock in Zusammenarbeit mit der TU Berlin entwickelt und enthält einen Datenlogger mit dem Messdaten eines gesamten Tages aufgezeichnet werden können. Das System wurde in einer Studie eingesetzt, bei der die Mobilität und die realen Belastungen während täglicher Aktivitäten von 15 Probanden über ein Jahr aufgezeichnet und ausgewertet wurden [11, 12, 13, 14]. Jedoch werden nur die kinetischen Größen der Prothesenseite und auf kinematischer Seite einzig der Knieprothesenwinkel erfasst und auf einem Speichermedium für die spätere Auswertung abgelegt. Für eine umfassende Analyse des Gangbilds sollten auch die kinetischen Größen der kontralateralen Seite und kinematische Größen aller Beinsegmente und des Oberkörpers bestimmt werden. Um dabei einen vertretbaren messtechnischen Aufwand zu gewährleisten, kombiniert das im Folgenden vorgestellte mobile Ganganalysesystem einen Kraft-/Momentensensor mit Druckmesssohlen und Inertialsensoren. Kabellose Verbindungen und eine Steuerungs- und Analyseapp (im Folgenden auch Expertensoftware) sollen eine einfache Handhabung gewährleisten, die in der Patientenversorgung unabdingbar ist.

Begleitend zur Entwicklung des mobilen Ganganalysesystems wurde ein Programm zur Datenanalyse erstellt (im Folgenden auch Ganganalysesoftware). Es beinhaltet verschiedene Varianten zur Berechnung biomechanischer Kenngrößen und bietet durch seinen hohen Automatisierungsgrad eine einfache Möglichkeit zur statistischen Auswertung von Probandenmessungen. In mehreren Probandenstudien wurden umfangreiche Messdaten zu den Auswirkungen verschiedener Prothesenkomponenten und Änderungen am Prothesenaufbau erfasst. Aus den Ergebnissen dieser Untersuchungen lassen sich Verbindungen zwischen Prothesengestaltung und Gangbild herstellen. Die daraus abgeleiteten Konzepte für die Datenauswertung innerhalb der Expertensoftware konnten wiederum mit Hilfe der Ganganalysesoftware evaluiert werden.

2 Grundlagen

Die Fortbewegung in der Ebene definiert sich durch den orthogonalen Verlauf des Weges eines Körpers zum Schwerkraftvektor der Erde. Die direkte Verbindung zwischen zwei Punkten stellt also eine Geodäte im Schwerfeld dar, weshalb bei der Bewegung des Körpers keine Arbeit gegen das Feld verrichtet werden muss. Dieses energetische Optimum wird, wie eingangs erwähnt, zum Beispiel durch das Abrollen eines Rades auf ebener Laufbahn erreicht. Die durch das Rad getragene Masse befindet sich stets auf gleicher Höhe und einzig Beschleunigungsvorgänge und die Arbeit gegen den Luftwiderstand entziehen dem System Energie. In der Natur jedoch findet sich kein einziges Beispiel für einen Körperteil eines höheren Lebewesens das endlos um eine Achse rotiert. Ein Grund ist sicher die fehlende Versorgungsmöglichkeit mit Gefäßen und Nervenbahnen, die sich aus der endlosen Rotation ergibt. Weiterhin ist eine hohe Energieeffizienz auf ebener Strecke nicht die einzige Anforderung, die an die Fortbewegung zu stellen ist. In unebenem Gelände und an Hindernissen ist Flexibilität gefragt und Beine stellen genau diese Flexibilität bereit. Weiterhin können sie das Abrollen in Teilen nachbilden. Beim Rad kippt die getragene Masse während der Fortbewegung stets auf den nächsten Punkt des Umfangs. Bei der bipedalen Fortbewegung kippt die getragene Masse von einem auf das andere Bein. Die bipedale Fortbewegung in der Ebene kann also als Abrollvorgang eines gleichseitigen Polygons verstanden werden, was in Abbildung 1 anhand der Hüftpolposition verdeutlicht ist.

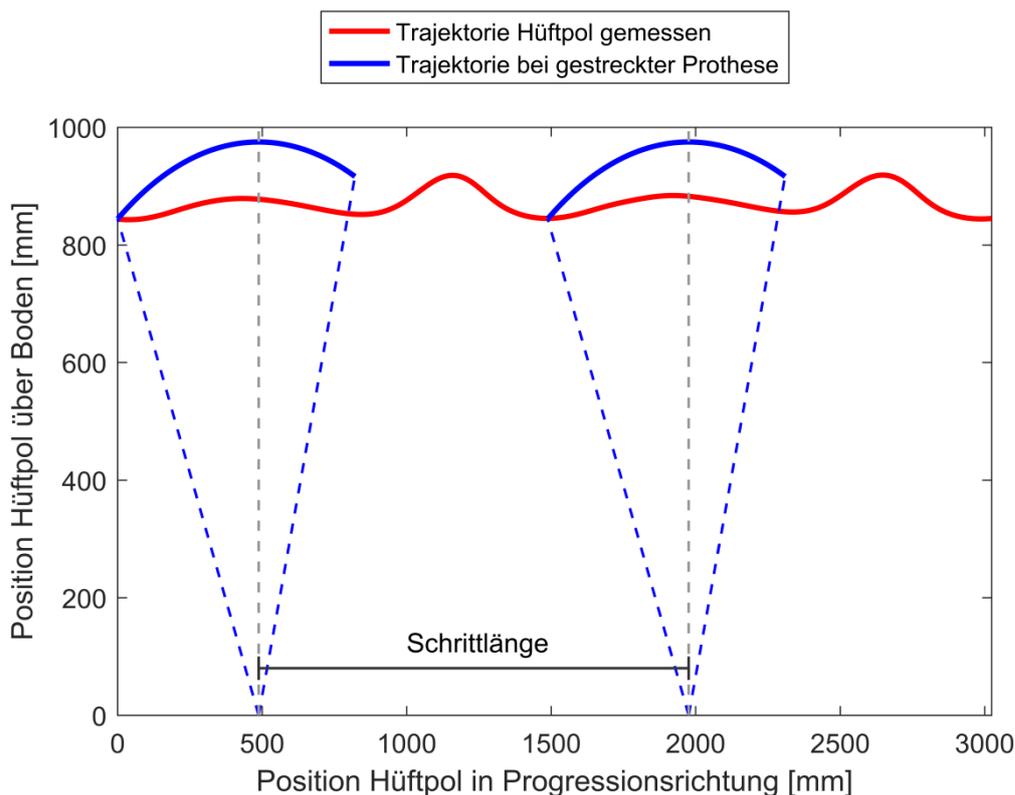


Abbildung 1 Abrollvorgang auf der Prothesenseite und resultierende Hüftpolposition für zwei Schritte, die Schnittpunkte der schwarz gestrichelten Lote mit der Abszisse stellen die aus der gemessenen Schrittlänge resultierenden Positionen des Prothesenfußes dar, die gestrichelten blauen Linien geben den überstrichenen Winkel des Oberschenkels an (typischer Bewegungsumfang von -30° bis 20°), rot: Daten eines Probanden, blau: angenommener Abrollvorgang bei durchgestreckter Prothese und fehlendem Einfluss der Vorfuß- und Fersenhebel

Während beim Abrollen eines Rades eine horizontale Linie zu erwarten wäre, zeigt sich für die gestreckte Prothese ein deutliches Heben und Senken des Hüftpols von Schritt zu Schritt. Die Beckenbewegung vermag es die Auswirkungen auf die Amplitude des Körperschwerpunkts zu verringern, jedoch kann generell eine geringere Energieeffizienz als beim Rad festgestellt werden. Im Gang des Menschen finden sich weitere Mechanismen die die ungünstigen Effekte beim beschriebenen Abrollvorgang, wie abrupte Beschleunigungs- und Verzögerungsvorgänge der getragenen Masse, vermindern. Denn das muskuloskeletale System weist eine eher geringe Elastizität auf und kann damit nur kleine Mengen der kinetischen Energie der Abwärtsbewegung zwischenspeichern. Weiterhin ist es einer hohen mechanischen Belastung während der Richtungsumkehr hin zu einer Aufwärtsbewegung ausgesetzt. Die Prothesenseite kann diese Mechanismen teilweise nachbilden, was sich in einer verringerten vertikalen Amplitude des Hüftpols in den gemessenen Daten zeigt (Abbildung 1). Sie sollen im Folgenden genauer betrachtet werden.

2.1 Physiologie des Gehens

Der menschliche Gang zeichnet sich in der Ebene durch eine hohe Reproduzierbarkeit bei der Ausführung des Bewegungsmusters aus. Interindividuelle Einflüsse können zumeist auf Unterschiede in der Physiologie zurückgeführt werden, wie zum Beispiel in der Körpergröße, der Länge der Gliedmaßen, dem Gewicht, der Leistungsfähigkeit einzelner Muskeln sowie der Sensorik oder schlichtweg der Hüftbreite, die bei geschlechtsspezifischen Unterschieden eine entscheidende Rolle spielt. Intraindividuell hat zum Beispiel die Tagesform, die Gehgeschwindigkeit, das Schuhwerk und die Beschaffenheit des Untergrundes einen Einfluss, genauso wie die Konzentration bei der Ausführung der Bewegung. Dennoch kann ein grundsätzlich ähnliches Bewegungsmuster beschrieben werden. Als Gangzyklus (GC) wird dabei das Intervall zwischen zwei aufeinander folgenden Bodenkontakten desselben Beines bezeichnet. Der Gangzyklus teilt sich in Stand- und Schwungphase. In der Standphase stützt das Bein das Körpergewicht, während es in der Schwungphase zu seinem neuen Standort bewegt wird. Zu Beginn und zum Ende der Standphase haben beide Beine Bodenkontakt. Dadurch grenzt sich das Gehen zum Laufen ab, bei dem keine Doppelstandphasen bzw. Phasen ohne jeglichen Bodenkontakt festgestellt werden können. Beim Gehen stehen Stand- und Schwungphase üblicherweise im Verhältnis 3:2, das weiterhin abhängig von unter anderem Schrittweite, Gehgeschwindigkeit und Körpergröße ist [15]. Wie in Tabelle 1 ersichtlich können die beiden Phasen in acht Subphasen gegliedert werden [7]. Die Standphase beginnt mit dem initialen Bodenkontakt durch die Ferse (0-2% Gangzyklus). Es folgt die Belastungsantwort (bis 10% Gangzyklus), in der eine Plantarflexion des Fußes vollzogen und die Körperlast vom kontralateralen Bein auf das ipsilaterale Bein übertragen wird. Neben der Plantarflexion erfolgt zur Stoßdämpfung eine Flexion des Kniegelenks, die durch eine leichte Vorflexion des Knies unterstützt wird. In der mittleren Standphase (10-30% Gangzyklus) extendieren Knie- und Hüftgelenk, sodass der Körperschwerpunkt über den stehenden Fuß nach vorne bewegt wird. Die terminale Standphase (30-50% Gangzyklus) beginnt mit der Ablösung der Ferse vom Boden und endet mit dem initialen Bodenkontakt des kontralateralen Fußes. Mittlere Standphase und terminale Standphase kennzeichnen also das monopedale Stehen. In der anschließenden Vorschwungphase (50%-60% Gangzyklus) wird die folgende Schwungphase durch eine kräftige Plantarflexion des Fußgelenks und ein starkes Flektieren des Kniegelenks vorbereitet. Das Ablösen der Zehen kennzeichnet den Beginn der Schwungphase. Sie unterteilt sich in die initiale Schwungphase (60-73% Gangzyklus), bei der das Knie weiter flektiert und der Fuß durch die Hüftflexion in Opposition zum kontralateralen Fuß gebracht wird, in eine mittlere Schwungphase (73%-87% Gangzyklus), in der die Hüftflexion fortgesetzt und das Kniegelenk nun in die Extensionsbewegung wechselt, und die terminale Schwungphase (87-100% Gangzyklus), in der das

Hüftgelenk in seiner extendierten Stellung bleibt und das Vorbringen des Unterschenkels durch weitere Extension des Kniegelenks abgeschlossen wird. Mit dem initialen Bodenkontakt beginnt dann erneut die Standphase. Beim Gehen wird die Stabilität und Funktionalität der Gelenke durch die Muskulatur sichergestellt. Sie erzeugt in den Gelenken innere Momente die den externen Momenten, die durch äußere Kräfte wie der Bodenreaktionskraft entstehen, entgegen wirken und somit das Gelenk stabilisieren [16]. Weiterhin können antagonistische Erregungen zu Stabilisierung bei schnellen externen Belastungen oder zur Ausführung feinmotorischer Bewegungen festgestellt werden, die die Gelenkkräfte substantiell steigern [17]. Dies verdeutlicht, dass der Energieverbrauch beim Gehen deutlich höher liegt als die Summe der Produkte aus Gelenkbewegung und äußeren Momenten. Denn die Skelettmuskulatur verbraucht nicht nur bei der Bewegung unter Last sondern auch bei isometrischer Belastung Energie. Die erwähnte antagonistische Erregung erhöht den Energieverbrauch zusätzlich. (Angelehnt an Zusammenstellung durch Flemming 2016 [18])

Tabelle 1 Phasen des Gangzyklus [7]

Subphase	Intervall	Funktion
Standphase	0-60%	Lastübernahme
Initialer Bodenkontakt	0-2%	Ferse stellt Bodenkontakt her
Belastungsantwort	0-10%	Stoßdämpfung, Stabilität bei Lastübernahme
Mittlere Standphase	10-30%	Fortbewegung über lasttragenden Fuß, Stabilität von Bein und Rumpf
Terminale Standphase	30-50%	Weitere Fortbewegung, Last ist anterior des Vorfußes
Vorschwungphase	50%-60%	Entlastung des Beines zur Schwungphaseneinleitung
Schwungphase	60%-100%	Vorschwingen des Beines
Initiale Schwungphase	60%-73%	Ablösen des Fußes vom Boden, Vorbringen des Beines
Mittlere Schwungphase	73%-87%	Weiteres Vorschwingen, Knie wechselt in Extensionsbewegung
Terminale Schwungphase	87%-100%	Vollständige Streckung des Beines, Positionierung für Standphase

2.2 Gangbild mit transfemorale Beinprothese

Durch eine transfemorale Amputation verliert der Patient einen wichtigen Teil seines Bewegungsapparats. Schon durch die geringere motorische und sensorische Komplexität aktueller Prothesensysteme wird deutlich, dass dieser Verlust in der Versorgung nur teilweise ausgeglichen werden kann. Entsprechend unterscheidet sich der Gang mit Prothese im Vergleich zu Gesunden hinsichtlich verschiedener Gangparameter unter anderem durch die fehlende motorische und sensorische Kontrolle über die Prothese sowie das veränderte Gewicht der Extremität und dem damit verbundenen geänderten Bewegungsablauf [19]. Oehler und Jaegers et al. kommen in ihren Studien zu dem Ergebnis, dass der Gang mit Prothese im Vergleich tendenziell langsamer ist, eine größere Schrittbreite aufweist und hinsichtlich Schrittdauer und Standphasendauer asymmetrisch ist [20, 21]. Die Amputierten verweilen im Gangzyklus länger auf dem kontralateralen Bein als auf der Prothesenseite und verkürzen somit die Standphase auf der Prothese. Auch Nolan et al. kommen zu diesem Ergebnis und ermittelten weiterhin, dass mit steigender Gehgeschwindigkeit die Asymmetrie der Schrittlänge und -dauer abnimmt [22]. In ihrer Arbeit weisen sie außerdem auf die stärkere Belastung des kontralateralen Beines hin, was zu Arthrose und erhöhtem Gelenkverschleiß führen kann. Als Ursache wird die fehlende aktive Bewegung der Prothese angegeben. Ein Ausgleich durch eine verstärkte Muskelaktivität der Hüfte kann dieses Defizit nur teilweise kompensieren [23, 24]. Bei verminderter Stumpfleistungsfähigkeit oder anderen Einschränkungen der Beckenmuskulatur werden starke Ausgleichsbewegungen des gesamten Körpers deutlich, die den Gang asymmetrisch und abweichend vom gesunden Gang erscheinen lassen. Die passive Prothese, die im Gegensatz zum

menschlichen Bein keine eigene Energie aufwenden, sondern lediglich potentielle Energie speichern und abgeben kann, sorgt also dafür, dass die zum Gehen erforderliche Arbeit durch das kontralaterale Bein oder das verbleibende Hüftgelenk auf der Prothesenseite verrichtet werden muss [25]. Der Prothesenfuß erzeugt nach Oehler zum Beispiel nur etwa 20% der Knöchelabstoßarbeit, die der kontralaterale Fuß beim Gehen aufbringt [20]. Das hat zur Folge, dass die Hüfte am Ende der Standphase einsinkt und der Proband auch hier aktiv mit der Hüfte gegensteuern muss [22, 21, 26]. Entsprechend leistet der kontralaterale Knöchel eines Amputierten nach Oehler rund 33% mehr Abstoßarbeit als der Knöchel eines Gesunden um einen Ausgleich zu schaffen. Als weitere Folge der fehlenden aktiven Bewegung der Prothese wird die um 270% höhere konzentrische Hüftstreckerarbeit der kontralateralen Seite des Amputierten in der frühen Standphase genannt, die die Vorwärtsbewegung des Beckens auf Prothesenseite und somit das Vorschwingen der Prothese unterstützt. Baumgartner et al. beziffern den energetischen Mehraufwand beim Gehen mit Oberschenkelprothese auf grob 100% [27]. Es bleibt festzuhalten, dass trotz erhöhtem Energieaufwand und angemerakter Limitationen mit aktuellen Prothesensystemen meist eine effiziente Fortbewegung und ein harmonisches Bewegungsmuster erzielt werden, das dem physiologischen Gehen rein optisch sehr nahe kommt. Größere Abweichungen begründen sich meist durch individuelle Voraussetzungen der Prothesennutzer und werden im folgenden Absatz 2.3 näher betrachtet. Allerdings stellt auch die Wahl des Prothesensystems einen erheblichen Faktor dar. Durch die fehlende direkte motorische Kontrolle über die Prothese ist die Gewährleistung der Stabilität in der Standphase als wichtigstes Kriterium für die Sicherheit beim Gehen hervorzuheben. Die Auswahl des Kniegelenks ist dabei von entscheidender Bedeutung, da gegenüber dem tendenziell steiferen artifizialen Sprunggelenk ein größerer Bewegungsumfang zur Verfügung steht. Die Auswahl wird Abhängig von der Stumpflänge und der Fähigkeit die Prothese mit dem Stumpf zu steuern getroffen [16]. Einige Kniegelenke verhindern durch ihre Konstruktion ein Einknicken unter Last vollständig. Dadurch wird jedoch auch die Knieflexion in der Belastungsantwort und damit die Unterstützung der Stoßdämpfung auf der Prothesenseite unterbunden. Für eine bessere Annäherung an den physiologischen Gang werden heute Kniegelenke mit Mikroprozessorsteuerung eingesetzt, die eine kontrollierte Flexion unter Last ermöglichen und im Ergebnisteil dieser Arbeit ausführlich untersucht werden (Absatz 4.1). Der Einfluss der weit zahlreicheren eingesetzten Prothesenfußtypen wird dort ebenfalls anhand exemplarischer Beispiele beleuchtet (Absatz 4.3.2.3). Der Prothesenschaft, der die zentrale Funktion der Kopplung der Prothese erfüllt, wird in Absatz 2.4 detailliert betrachtet. Abschließend wird das Zusammenspiel der einzelnen Prothesenkomponenten im quasistatischen Fall beschrieben (Absatz 2.5) und pathologisch relevante Folgeerscheinungen durch das Gehen mit Prothese herausgearbeitet (Absatz 2.6). (Angelehnt an Zusammenstellung durch Flemming 2016 [18])

2.3 Abweichungen im Gangbild mit transfemorale Beinprothese

Das bisher beschriebene Gangbild mit transfemorale Beinprothese stellt den bei guter Konstitution des Prothesennutzers erreichbaren Idealzustand dar. Abweichungen werden häufig als Gehfehler (auch Gangfehler) bezeichnet, um sie vom Idealzustand abzugrenzen. Jedoch stecken meist Bewältigungsstrategien für individuelle Probleme hinter den Bewegungsmustern, die also ebenfalls als effiziente Form der Fortbewegung gesehen werden können. Insofern ist die Bezeichnung als „Abweichung vom Idealbild“ weit umfassender und generell zu bevorzugen. Dennoch lässt sich das Gangbild häufig durch therapeutische Interventionen an den beschriebenen Idealzustand annähern, was positive Effekte auf Energiebedarf und Sicherheit hat [28] und somit auch die Bezeichnung als Gehfehler rechtfertigt. Im Folgenden sind Beispiele zu typischen Abweichungen, ihren Ursachen und physiotherapeutischen Interventionsmöglichkeiten gegeben, die aus der Literatur entnommen

wurden [29, 27, 19, 30]. In den nächsten Abschnitten werden dann die Stumpf-Schaft-Verbindung und der statische Prothesenaufbau besprochen, die ebenfalls als zentrale Ursachen für Abweichungen im Gangbild zu sehen sind. Die Abweichungen sind im Folgenden in Kurzform aufgelistet:

- Prothesenseite
 - Abduktionsmuster
 - Zirkumduktionsbewegung des Prothesenbeins
 - Rotationsbewegung des Fußes bei Bodenkontakt der Ferse
 - Rotationsbewegungen der Ferse während der Schwungphase
 - Instabilität des Prothesenkniees
 - Inadäquate Knieflexion auf der Prothesenseite
 - Vermeiden von Knieflexion durch Anheben des Beckens
 - Abrupter Endanschlag
- Kontralaterale Seite
 - Federn auf kontralateralem Bein
 - Zehenstand des kontralateralen Beins
- Rumpfhaltungen
 - Seitneigung des Rumpfes während der Standphase
 - Lumbale Hyperlordose
 - In Progressionsrichtung geneigte Haltung
 - Rumpfflexion in terminaler Standphase (Rumpf fällt nach vorn)
- Asymmetrisches Gangbild
 - Asymmetrische Schrittlänge
 - Differenz in der Standphasendauer
 - Asymmetrische Armbewegungen

In der folgenden Tabelle 2 sind Ursachen für spezifische Abweichungen im Gang aufgeführt [29, 27]. Die folgenden Faktoren sind dabei gehäuft zu finden und können somit als Ursachen für verschiedene Abweichungen genannt werden:

- Stumpfschwäche/Stumpfschmerz
- Hautempfindlichkeit
- Gewohnheitsmuster
- Reduzierte Stumpfpropriozeption
- Prothese nicht richtig angezogen
- Kurzer Stumpf

List weist weiterhin auf soziale und psychische Faktoren als Ursachen für Abweichungen hin, die die Notwendigkeit der Patientenbeteiligung bei Therapieentscheidungen unterstreichen [19].

Tabelle 2 Abweichungen vom typischen Gangbild mit transfemorale Beinprothese und Ursachen, Zusammenstellung nach Beckers und Deckers [29] sowie Baumgartner et al. [27]

Abweichung	Patientenbezogene Ursachen	Prothesenbezogene Ursachen
Abduktionsmuster	<ul style="list-style-type: none"> - Abduktionskontraktur im Hüftbereich - Adduktorenmasse oder Irritation - Gleichgewichtsprobleme bzw. Angst vor Instabilität 	<ul style="list-style-type: none"> - Prothese zu lang - Medialer Schafttrand zu hoch - Lateraler Schafttrand bietet zu wenig Unterstützung - Schlechtes Schaftfitting
Zirkumduktionsbewegung des Prothesenbeins	<ul style="list-style-type: none"> - M. quadratus lumborum und Adduktoren des Schaftes zu schwach - Mangelndes Vertrauen in Schwungphasenflexion der Prothese - Abduktionskontraktur 	<ul style="list-style-type: none"> - Schaft zu schmal oder zu lang - Mangelnde Suspension (Unterstützung des Schaftes) - Prothese zu stabil (Flexionswiderstand zu hoch) - Plantarflexion Prothesenfuß zu groß
Rotationsbewegung des Fußes beim Aufsetzen der Ferse	<ul style="list-style-type: none"> - Geringe Muskelkontrolle im Stumpfbereich - Außenrotationskontraktur - Zu starker Fersenaufsatz - Aktive Drehbewegung der Hüfte 	<ul style="list-style-type: none"> - Plantarflexionsabsatz bzw. Fersenkeil des Prothesenfußes zu steif - Ungeeignetes Schaftfitting - Prothesenfuß zu sehr in Außenrotation
Rotationsbewegung der Ferse während der Schwungphase	<ul style="list-style-type: none"> - Schlechte Stumpfeinbettung - Probleme mit kontralateralem Bein 	<ul style="list-style-type: none"> - Prothesenknie zu stark außen- bzw. innenrotiert - Schaft zu eng (rotiert mit Weichteilen um Femur) - Schaft zu weit - Starke Varus- oder Valgus-Stellung
Instabilität des Prothesenkniees	<ul style="list-style-type: none"> - Hüftstrecker zu schwach - Hüftbeugekontraktur - Gleichgewichtsprobleme 	<ul style="list-style-type: none"> - Statischer Aufbau (z.B. Kniegelenk zu weit anterior) - Fehlende Anfangsflexion im Schaft - Plantarflexionswiderstand zu groß - Dorsalextensionswiderstand zu gering
Erhöhte Knieflexion auf Prothesenseite	<ul style="list-style-type: none"> - Starke Stumpfflexion - Schwache Hüftextensoren 	<ul style="list-style-type: none"> - Statischer Aufbau (z.B. Kniegelenk zu weit anterior) - Flexionswiderstand zu gering
Geringe Knieflexion auf Prothesenseite	<ul style="list-style-type: none"> - Unsicherheit - Gewohnheitsmuster 	<ul style="list-style-type: none"> - Statischer Aufbau (z.B. Kniegelenk zu weit posterior) - Extensions-/Flexionswiderstand zu hoch
Harter Endanschlag Extension	<ul style="list-style-type: none"> - Zu starke Flexionsbewegungen im Stumpf - Mangelndes Vertrauen 	<ul style="list-style-type: none"> - Einstellung der Schwungphasenextensionsdämpfung
Geringe/Fehlende Prothesenflexion durch Anheben des Beckens	<ul style="list-style-type: none"> - Hüftbeugekontraktur - Fehlende aktive Vorwärtsbewegung des Beckens - Gewicht der Prothese wird als zu schwer empfunden 	<ul style="list-style-type: none"> - Prothese zu lang - Prothesenknie zu steif oder zu weit posterior aufgebaut - Unzureichende Prothesenhaftung im Schaft - Prothese zu schwer
Fersenreißen (vaulting)	<ul style="list-style-type: none"> - M. quadratus lumborum zu schwach - Patient hat Angst, mit Prothesenfuß Boden zu berühren - Schwache Hüftflexoren - Patient traut sich nicht, das Prothesenknie zu beugen - Reduzierte Wirbelsäulenrotation 	<ul style="list-style-type: none"> - Prothese zu lang - Unzureichende Prothesenhaftung im Schaft - Prothesenknie zu stabil

Rumpfneigung zur Prothesenseite	<ul style="list-style-type: none"> - Abduktionskontraktur - Schwache Adduktoren - Reduzierter Muskeltonus des Rumpfes auf Prothesenseite - Fehlende Lateralverschiebung auf das Standbein 	<ul style="list-style-type: none"> - Geringe bzw. rein lokale Unterstützung der lateralen Schaftwand - Prothese zu kurz - Schaft stark abduziert - Mediale Schaftwand zu hoch
Rumpfneigung zur kontralateralen Seite	<ul style="list-style-type: none"> - Schwache Abduktoren 	<ul style="list-style-type: none"> - Prothese zu lang - Schaft steht in Adduktion
Lumbale Lordose	<ul style="list-style-type: none"> - Hüftbeugekontraktur - Hüftstrecker zu schwach - Bauchmuskeln zu schwach - Gewohnheitsmuster 	<ul style="list-style-type: none"> - Fehlende Anfangsflexion im Schaft - Fersenabsatz zu hoch - Instabiles Prothesenknie
Vorwärts geneigte Haltung	<ul style="list-style-type: none"> - Hüftstrecker zu schwach - Hüftbeugekontraktur - Haltungsschwäche - Thorakale Kyphose - Kurze Schrittlänge - Prothesenflexion durch Rumpf unterstützt 	<ul style="list-style-type: none"> - Fehlende Anfangsflexion im Schaft - Unzureichendes Schaftfitting - Kniestabilität unzureichend
Rumpfflexion in terminaler Standphase (Rumpf fällt nach vorn)	<ul style="list-style-type: none"> - Schuhabsatz zu hoch 	<ul style="list-style-type: none"> - Hacken des Prothesenfußes zu weich - Schaft zu weit anterior
Prothesenschritt zu lang	<ul style="list-style-type: none"> - Wenig Hüftextension in der Standphase (z.B. durch Flexionskontraktur oder schwache Hüft-/Rückenstrecker) - Mangelndes Vertrauen - Gewohnheitsmuster 	<ul style="list-style-type: none"> - Prothese zu lang - Bestehende Flexionskontraktur bei Schaftstellung stärker berücksichtigen
Prothesenschritt zu kurz	<ul style="list-style-type: none"> - Mangelndes Vertrauen - Schmerzen - Unsicherheit 	<ul style="list-style-type: none"> - Falsches Schaftfitting - Schaft zu stark flektiert aufgebaut - Falsche Einstellung der Schwungphasenregelung
Unterschiedliche Standphasendauer	<ul style="list-style-type: none"> - Mangelnde Balance - Mangelndes Vertrauen - Schwacher Muskeltonus (Stumpf, Rumpf, kontralaterales Bein) - Gewohnheitsmuster - Schmerzen auf Tuberhöhe - Unsicherheit 	<ul style="list-style-type: none"> - Unzureichendes Schaftfitting - Prothese flektiert zu leicht
Asymmetrische Armbewegungen	<ul style="list-style-type: none"> - Mangelnde Balance - Mangelndes Vertrauen - Gewohnheitsmuster - Unsicherheit 	<ul style="list-style-type: none"> - Unzureichendes Schaftfitting - Prothesenknie flektiert zu leicht

2.4 Stumpfbettung im Prothesenschaft

Die Konstitution des Stumpfes ist entscheidend für das Gangbild, da er über den Schaft die Schnittstelle zur Beinprothese darstellt. Die Pflege der Haut und das Training der verbliebenen motorischen Strukturen sind grundlegend, um eine gute Belastbarkeit zu gewährleisten. Ein adäquater Muskelstatus wird entsprechend mit einem hohen Sicherheitsgefühl beim Gehen, eine besseren Haltung und Aufrichtung der Wirbelsäule sowie einer besseren Blutzirkulation mit positiven Effekten auf die Haut assoziiert [30]. Weiterhin wird muskulären Disbalancen im Bereich des ipsilateralen

Hüftgelenks vorgebeugt, die sich nach einer Amputation häufig einstellen [28]. Dadurch entstehende Kontrakturen können das Gangbild maßgebend beeinflussen. Die relative Stumpfbeweglichkeit bezüglich des Schafts stellt also einen weiteren signifikanten Faktor für das Gangbild dar [31, 32]. Der verbliebene Femur ist im Schaft über das Weichgewebe des Stumpfes gelagert. Bei Belastung mit einem Flexionsmoment wird das Weichgewebe am distalen Femurende anterior verdrängt und am proximalen Femurende posterior. Resultiert aus der Belastungssituation ein Extensionsmoment, kehrt sich die Situation um, was einer extendierten Stellung des Femur im neutralen Schaft entspricht. Die Bestimmung des Umfangs der Relativbewegung beim Gehen ist nur mit erheblichem messtechnischen Aufwand zu realisieren. Die Literatur, die sich auf Röntgenbildgebung und Ultraschallverfahren stützt, weist erhebliche quantitative und qualitative Unterschiede auf. Insgesamt lässt sich festhalten, dass die größte Bewegung des Oberschenkelknochens relativ zum Schaft in der Standphase erfolgt. Hier findet eine Extension und Abduktion des Femurs statt [32, 33]. Zu Beginn der Schwungphase erfolgt eine Flexion und in der terminalen Schwungphase bewirkt die Trägheit der Prothese eine zunehmende Extension des Femurs im Schaft, was gleichzeitig das Moment durch den Streckanschlag bei vollständiger Extension des Knies mindert. Aus der axialen Belastung der Stumpf-Schaftverbindung resultiert zusätzlich eine translatorische Bewegung, die ihr Maximum in der mittleren Standphase und ihr Minimum in der Schwungphase erreicht [34, 35]. Es wird deutlich, dass die Viskosität des im Schaft komprimierten Gewebes einen erheblichen Einfluss auf die Relativbewegungen hat und ein erhöhter Muskeltonus dementsprechend zu einer steiferen Lagerung des Femur führt. Die Stumpfkonstitution ist also entscheidend und kann die quantitativ deutlichen Unterschiede in den Quellen erklären. Dort wird weiterhin darauf hingewiesen, dass die unterschiedlichen Schaftsysteme einen erheblichen Einfluss auf die Relativbewegungen haben.

Bellmann untersuchte die Schaftarten CAD-CAM, MAS und einen sogenannten Brimless-Socket bei dem die stützenden Bereiche proximal entfernt und damit der Schaft nahezu halbiert wurde [36]. Wie zu erwarten, verschiebt die stützende mediale Schaftwand bei CAD-CAM und MAS den Lastvektor nach medial unter Aufnahme von bis zu 20% der Körperlast. Aus einer Reduktion des Klemmeffekts beim Brimless-Socket folgen eine geringe Zunahme der Seitenneigung und eine Verstärkung des Absenkens der Hüfte in der Standphase trotz vermehrter Hüftabduktorenaktivität im Elektromyogramm (EMG). Es wird deutlich dass die verschiedenen Schaftarten eine stärkere Auswirkung auf die Bewegung in der Frontalebene zeigen, da alle Schaftgestaltungen einen großen Bewegungsumfang in der Sagittalebene zulassen (Extensions-/Flexionsrichtung des Hüftgelenks). Eine Bewertung des Schaftsitzes durch die Relativbewegungen zwischen Femur und Schaft erscheint zwar wünschenswert ist aber auch mit stationären Ganganalysesystemen nur schwer möglich. Die folgenden ganganalytischen Studien konzentrieren sich deshalb auf Prothesenaufbau sowie Knie und Fußkomponenten und lassen Anpassungen des Prothesenschafts außen vor.

2.5 Statische Aufbauoptimierung transfemorale Beinprothesen

Der Prothesenaufbau nach Herstellerangaben umfasst Vorgaben für die Position der einzelnen Komponenten relativ zu einem Lot, dass zum Beispiel mittels Laser auf die Prothese projiziert wird. Der Detaillierungsgrad der Vorgaben unterscheidet sich jedoch von Hersteller zu Hersteller. Im Folgenden wird deshalb auf die umfassenden Angaben von Ottobock Bezug genommen, die ein breites Spektrum an Prothesenkomponenten abbilden. Zuerst wird die Länge der Prothese an das kontralaterale Bein angepasst, so dass die Höhe der Gelenke auf beiden Seiten übereinstimmen. Dabei ist die Absatzhöhe und Sohlendicke der Schuhe zu berücksichtigen. In einer Haltevorrichtung für die Prothese wird dazu die Differenz beider Werte auf eine verstellbare Fußplatte übertragen, die den Hacken erhöht. Weiterhin wird eine Zugabe addiert, aus der eine leichte Plantarflexion bei

unbelasteter Prothese resultiert. Danach werden die Komponenten in Bezug zu einem senkrecht auf der Fußplatte stehenden Lot ausgerichtet, das durch die Schaftmitte verläuft und auch als Aufbaubezugslinie bezeichnet wird. In der Frontalebene stehen die Prothesenkomponenten senkrecht unter dem proximalen Eintritt des Lastvektors in den Schaft, der über die Schaftmitte angenähert wird. Abweichungen ergeben sich, da das Hüftgelenk einen hohen Anteil der Last trägt aber weiterhin stützende Bereiche am Schafttrand (zum Beispiel Aufsitzen auf Tuberbank) und eine Stützfunktion der Schaftwand vorhanden sind. Für die Abstützung des Femur im Schaft kann jedoch angenommen werden, dass die dazwischenliegenden Weichteile keine wesentlichen Scherkräfte aufnehmen und deshalb die Last hauptsächlich durch Druck im Schaft verteilt wird. Eine außermittige Einleitung der Kraft führt deshalb zum übermäßigen Tragen des Schafttrandes, was Druckstellen verursachen kann, die besonders medial mit Schmerzen assoziiert sind. Die gleichen Überlegungen gelten für den proximalen Schafteintritt des Lastvektors in der Sagittalebene, in der die Abstützungsmöglichkeiten auf dem Schafttrand durch die notwendige größere Bewegungsfreiheit für die Extension-Flexion geringer sind. Eine mittige Einleitung der Last ist also auch hier meist sinnvoll. Der Abstand der Kniegelenksachse zur Aufbaubezugslinie in der Sagittalebene unterscheidet sich je nach Gelenkstyp. Generell wird eine Verschiebung der Achse nach posterior angestrebt, um das Gelenk beim Stehen in den Streckanschlag zu zwingen. So ist keine aktive Stabilisierung der Prothese erforderlich. Da eine Flexion durch die posteriore Verlagerung generell erschwert wird, erfolgt nur eine vom Prothesentyp abhängige moderate Verschiebung. Es bleibt anzumerken, dass die spätere tatsächliche Belastungssituation meist zu einer stärkeren Stabilisierung führt, als durch die Aufbaubezugslinie vorgegeben. Beim Prothesenfuß werden ebenfalls typabhängig Vorgaben für die Relativposition der Fußmitte zum sagittalen Lot festgelegt. In der Transversalebene müssen die Extension-Flexion-Achsen von Hüft und Kniegelenk parallel verlaufen, um kein Ausbrechen der Prothese aus der Sagittalebene bei der Schwunghaseneinleitung zu provozieren. Für den Prothesenfuß ist außerdem eine leichte Eversion vorgegeben, die sich an der kontralateralen Fußstellung orientiert.

Nach Erstellen des Werkstattaufbaus muss die Prothese an die Situation unter Last angepasst werden, da hier die individuelle Gewichtsverteilung des Patienten aber auch das Zusammenspiel verschiedener Komponenten ausschlaggebend sind. Das Spannen der Vorfußfeder hat dabei einen entscheidenden Einfluss. Die relative Position der Kniekomponente zum sagittalen Lastvektor im Stand wird deshalb über eine Anpassung der Plantarflexion/Dorsalextension des Fußes korrigiert. Dafür sind Aufbaumessgeräte notwendig, die den Lastvektor für den Orthopädietechniker visualisieren. Ein ruhiger Stand mit gleichmäßiger Gewichtsverteilung auf beiden Beinen und einer vergleichbaren Fußposition sind dabei entscheidend. Mit dem statischen Aufbaumessgerät 3D LASAR Posture [a] kann die Bewertung der Situation in mehreren Ebenen erfolgen. Weiterhin kann die kontralaterale Seite in die Betrachtung mit einbezogen werden, um die Prothesenseite so zu justieren, dass ein negativer Einfluss vermieden wird. Zum Beispiel sollte der Lastvektor der kontralateralen Seite in der Frontalebene durch die Mitte der beiden Kniegelenkskondylen laufen, um eine gleichmäßige Belastung des Gelenks sicherzustellen. In der Sagittalebene sollten die Lastvektoren auf beiden Seiten möglichst deckungsgleich verlaufen, um entspanntes Stehen zu ermöglichen. Torsionsmomente sollten dabei für die kontralaterale Seite und die Prothesenseite möglichst gleich stark ausgeprägt sein, da sie andernfalls auf der jeweils gegenüberliegenden Seite eine anterior-posteriore Kraft erzeugen, die den Lastvektor neigt. Bei Auftreten von deutlichen Unterschieden in den Torsionsmomenten sollte zunächst eine Korrektur des Stands erfolgen, indem beide Beine abwechselnd leicht angehoben und möglichst lastfrei wieder aufgesetzt werden. Dabei treten prothesenseitig auch Hüftgelenkskontrakturen zutage, die sich in einer außermittigen Position des

Gelenks im unbelasteten Zustand darstellen und eine Anpassung der Schaftstellung erfordern. Mit dem Thomas-Test kann der Kontrakturgrad in Extensions-Flexionsrichtung bemessen werden. Dazu wird die Hyperlordosierung der Lendenwirbelsäule unterdrückt, die die Verkürzung der Hüftflexoren kompensiert. Der resultierende Flexionswinkel des Stumpfes kann mit einer Zugabe von 10° bei der Schaftstellung berücksichtigt werden, was die Hüftverspannung weitgehend reduzieren sollte. Eine anschließende Überprüfung beim Gehen ist angezeigt und kann zum Beispiel mit deutlich gestreckter Hüfte anhand der Längendifferenz zwischen Schrittvor- und Schrittrücklage erfolgen. In der ersten Laufprobe zur visuellen Bewertung des Gangbilds und zur subjektiven Bewertung des Komforts kann weiterer Anpassungsbedarf deutlich werden. Zum Beispiel können unangenehme Torsionsbelastungen beim Gehen durch den Einsatz von rotatorisch gefederten Torsionsadaptern verringert werden. Weitere Aspekte zur dynamischen Beurteilung des Prothesenaufbaus werden im folgenden Ergebnis- und Diskussionsteil behandelt. (Abschnitt basiert auf Korrespondenz mit Martin Pusch, Experte für Prothesenaufbau bei Ottobock, sowie [37])

2.6 Studie zu Degenerativen Erkrankungen des Bewegungsapparats von Prothesennutzern

Verschiedene Studien legen nahe, dass ein nicht optimaler Prothesenaufbau zu Überlastungen des Bewegungsapparats, besonders auf der kontralateralen Seite, führen kann (siehe Absatz 2.2 z.B. [22]). Deshalb sollte geprüft werden, ob die Nutzung einer Beinprothese die Entstehung von bestimmten Erkrankungen des Bewegungsapparats beeinflusst. Durch die Zusammenarbeit mit der Techniker Krankenkasse standen anonymisierte Abrechnungsdaten von Versicherten zur Verfügung. Die damit durchgeführte retrospektive Querschnittsuntersuchung schloss 1580 Beinamputierte in der Stichprobe und ebenso viele nicht-amputierte Probanden in der Kontrollgruppe ein. Die Auswertung bezog nur Versorgte mit Knie-Exartikulations- und Oberschenkelprothesen ein. Versorgte mit Unterschenkel- und Fußprothesen wurden ausgeschlossen.

Folgende Diagnosen wurden betrachtet (ICD):

- Polyarthrose, mit Angabe von mehr als einer Lokalisation (M15)
- Koxarthrose (M16)
- Gonarthrose (M17)
- Osteochondrose der Wirbelsäule (M42)
- Sonstige Deformitäten der Wirbelsäule, wie z. B. Spondylodose (M43)

Bei diesen Erkrankungen bestand die Vermutung dass die Nutzung einer Prothese Prävalenz und Inzidenz beeinflussen. Die dazu durchgeführten Vergleiche erfolgten mittels Chi-Quadrat Tests bei einem Signifikanzniveau von 5%. Es wurden Akten ab dem Jahr 2010 eingeschlossen, die zu Stichprobe und Kontrollgruppe mit jeweils 1.569 Versicherten zusammengefasst wurden. Es konnte eine gleiche Verteilung hinsichtlich Alter, Geschlecht und Arzneimittelausgaben in beiden Gruppen nachgewiesen werden.

In der Kontrollgruppe ist die Anzahl der an Poly- (M15) und Koxarthrose (M16), sowie an Osteochondrose (M42) und sonstigen Deformitäten der Wirbelsäule (M43) Erkrankten signifikant höher als in der Gruppe der Amputierten. Daneben konnte gezeigt werden, dass die Amputierten signifikant jünger sind, wenn sie an Polyarthrose (69,5 Jahre zu 71,9 Jahre), Koxarthrose (67,9 zu 72,3 Jahre) sowie Osteochondrose (63,9 zu 67,9 Jahre) und sonstigen Deformitäten der Wirbelsäule (62,6 zu 66,5 Jahre) erkranken.

Es wird deutlich, dass die zur Mobilisierung notwendige Nutzung einer Beinprothese zu einem früheren Auftreten von degenerativen Veränderungen des intakten Bewegungsapparats führen kann. Mögliche Gründe könnten in den sensorischen und motorischen Limitationen moderner Beinprothesen im Vergleich zur kontralateralen Seite liegen. Diese führen je nach individuellen Voraussetzungen und der Qualität der Versorgung zu einer unterschiedlich stark ausgeprägten Mehrbelastung des kontralateralen Beines. Dabei muss allerdings die generell geringere Alltagsaktivität von Prothesennutzern beachtet werden, die die Prävalenz für viele degenerative Veränderungen des Bewegungsapparats tendenziell verringert. Die regelmäßige orthopädietechnische Betreuung der Amputierten, häufig begleitet von physiotherapeutischen Interventionen, spricht ebenfalls für eine verbesserte Prävention degenerativer Erkrankungen. Der scheinbare Widerspruch zur generell höheren Prävalenz in der Kontrollgruppe kann daneben durch die Anonymisierung der Daten erklärt werden. So ist es nicht möglich, eine Erstdiagnose von einer Folgeerkrankung der kontralateralen Seite durch resultierende Mehrbelastung zu unterscheiden. Es ergeben sich in der Kontrollgruppe also doppelt so viele Möglichkeiten eine degenerative Erkrankung des Bewegungsapparats zu diagnostizieren, wobei die Erstdiagnose Folgeerkrankungen triggern könnte. Neben der Aktivität sind weitere nicht verfügbare Faktoren denkbar, die die Prävalenz beeinflussen. Die gleiche Verteilung von Alter, Geschlecht und Arzneimittelausgaben kann hier nur ein erster Hinweis auf die Vergleichbarkeit beider Gruppen sein. Wünschenswerte Folgeuntersuchungen sollten als Längsschnittstudien konzipiert werden, um die Zusammenhänge zwischen Prothesenversorgung und Folgeerkrankungen umfassender zu beleuchten. (Vollständige Studienergebnisse wurden in [38] veröffentlicht)

3 Entwicklung des mobilen Ganganalysesystems

Nachdem die Motivationen dargestellt und die Grundlagen beleuchtet wurden, soll in diesem Kapitel die Entwicklung des mobilen Ganganalysesystems beschrieben werden. Parallel dazu wurde bei den Industriepartnern die Entwicklung und Fertigung eines sogenannten Demonstrators verfolgt, der als Endpunkt die Machbarkeit eines mobilen Ganganalysesystems für den kommerziellen Einsatz unterstreicht. Zunächst wurde jedoch ein prototypisches System aus bereits verfügbaren Komponenten zusammengestellt, um parallel zur Entwicklung des Demonstrators ganganalytische Daten erfassen zu können. Dadurch konnte wiederum die Entwicklung des Demonstrators unterstützt werden, in dem frühzeitig konkrete Anwendungsfälle evaluiert und Nutzerinteressen einbezogen wurden. Für die Auswertung der Daten wurde eine Softwareumgebung erstellt, die einen großen Funktionsumfang aufweist und damit auch als Testfeld für die Demonstratorentwicklung diente. Auf diese Ganganalysesoftware wird detailliert eingegangen, um die Bedienkonzepte und Strukturen für die Verwendung in zukünftigen Forschungsprojekten zu dokumentieren und die Nachvollziehbarkeit der Verarbeitung der Daten in den folgenden Probandenstudien zu gewährleisten. Besonders die kinematischen Messdaten sind durch die Datenqualität der Inertialsensoren kritisch zu sehen. Entsprechend werden die entwickelten Algorithmen zur Verringerung von Störeinflüssen detailliert betrachtet. Aber auch die kinetischen Messsystemteile des mobilen Ganganalysesystems bieten Optimierungspotentiale. Zum Abschluss des Kapitels wird deshalb der Kraft-/Momentensensor zum Einbau in die Prothese genauer untersucht. Dabei werden alternative Kalibrierverfahren zur Reduktion der Messfehler vorgestellt und es erfolgt eine umfassende Validierung der mobilen Messtechnik gegen ein etabliertes stationäres Ganganalysesystem.

3.1 Demonstrator

3.1.1 Anforderungen und Systemdesign

Für die Entwicklung des Demonstrators wurde zunächst gemeinsam mit den industriellen Forschungspartnern eine Anforderungsliste erstellt und das Systemdesign der Messsystemhardware abgeleitet. Weiterhin wurden Festlegungen zur Messsystemsoftware getroffen. Da die Details eng mit der angestrebten Produktentwicklung zusammenhängen, wird hier auf eine ausführliche Darstellung verzichtet und im Folgenden nur der Entwicklungsstand des in den Probandenmessungen eingesetzten Prototypen beschrieben.

3.1.2 Prototyp für erste Probandenstudien

Aus einem Vorprojekt [20] stand ein Messsystem zur Verfügung, das aus einer Kraft- und Momentenmesszelle (Oktapod), zwei Winkelsensoren für Ober- und Unterschenkelsegment der Prothese und einem Miniaturdatenlogger zur Aufzeichnung der Messdaten auf eine Micro-SD-Karte besteht [a]. Es wurde um ein Bluetooth-Modul erweitert, um Steuersignale sowie Messdaten mit reduzierter Genauigkeit in Echtzeit übertragen zu können. Weiterhin wurden Inertialsensoren hinzugefügt, um die Kinematik des prothetischen Ganges messtechnisch beurteilt zu können. Dazu wurde zunächst das kommerziell verfügbare Inertialsensor-System MTw der Firma xsens verwendet [f]. Das System besteht aus einer flexiblen Anzahl von Sensor-Pods, die ihre Messdaten kabellos (WLAN) an eine Basisstation senden. Die Basisstation ist per USB-Verbindung mit einem PC verbunden und lässt sich dort via Software konfigurieren und steuern. Die PC-Software dient zusätzlich zur Signalverarbeitung und Aufzeichnung der Messdaten. Bei der Integration des Inertialsensor-Systems muss eine synchrone Aufzeichnung der Messdaten gewährleistet werden. Zu diesem Zweck wird ein Synchronisationssignal der Basisstation kabellos an den Datenlogger gesendet. Mit Hilfe dieses

Steuersignale können die Messdaten beider Systeme nach einer abgeschlossenen Messung synchronisiert werden. Abbildung 1 veranschaulicht die Komponenten und funktionalen Zusammenhänge des prototypischen Messsystems. Das Auslesen der SD-Karte des Datenloggers nach einer Messung erfolgt durch die Software Datalab [a]. Sie wurde um ein Plugin zum Auslesen der Inertialsensoren erweitert.

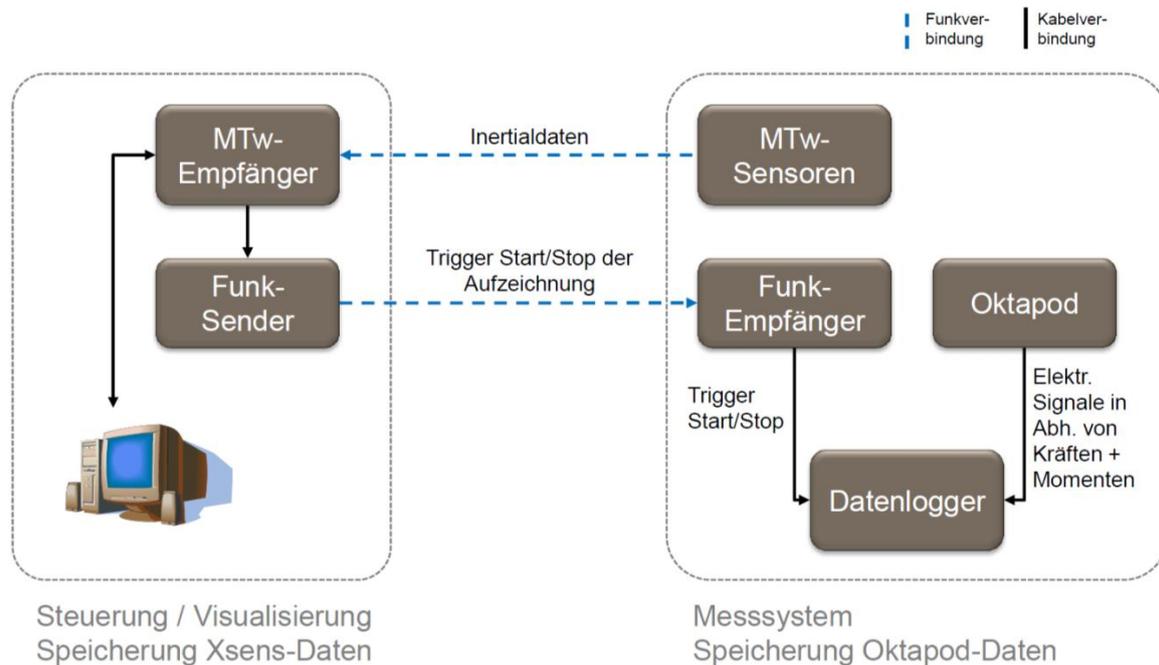


Abbildung 2 Komponenten der ersten prototypischen Version des Messsystems und Datenfluss während der Messung

Systemeigenschaften erster Prototyp:

- Steuerung und Aufzeichnung der Inertialsensordaten mittels PC-Software von xsens [f] (60Hz)
- kontinuierliche Aufzeichnung der Oktapodsignale durch Datenlogger (256Hz)
- Datenlogger speichert zusätzlich Start/Stop-Funksignal der Inertialsensoren
- Offline-Synchronisation der Messdaten in Datalab-Software
 - Einlesen der Oktapod- und Inertialsensordaten
 - Zuordnung des Startzeitpunktes
 - Anpassung der unterschiedlichen Aufzeichnungsfrequenz
 - Export der Daten für MATLAB [g]
- Übertragung Synchronisationssignal mit Beseitigung der Verzögerung bei der Übertragung mittels Bluetooth
- Automatisierte Synchronisation mehrerer Messungen

Bei Amputierten führen die durch Aktivitätshypertrophie vergrößerten Muskelquerschnitte der kontralateralen Seite zu vermehrter Dislokation der Sensoren. Unter Beachtung der anatomischen Gegebenheiten wurden deshalb Sensorhalterungen entwickelt und gefertigt, die die Bewegung der Sensoren durch das Verrutschen der Halterungen und durch die normale Muskelaktivität minimieren. Weiterhin wurde der Kraft-/Momentensensor mit einem kompakten stufenlosen Verschiebeadapter zur einfachen Aufbauvariation versehen, um eine geringere Bauhöhe zu erreichen. Damit wird es möglich auch Amputierte mit längeren Stümpfen in die Messungen einzuschließen. Außerdem wurde

ein Verschiebeadapter für die Interimsversorgung mit fester Teilung modifiziert und direkt auf einen zweiten Sensor montiert, wodurch eine nochmals geringere Bauhöhe erreicht wird. Die Kraft-/Momentensensoren wurden mit Infrarotlichtreflektierenden Markern versehen, um sie mit einem stationären Ganganalysesystem lokalisieren zu können.

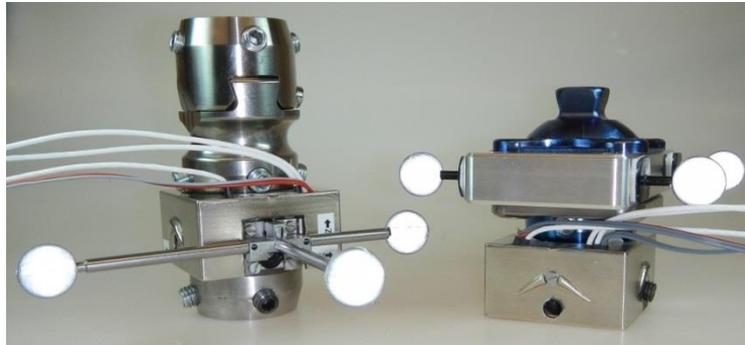


Abbildung 3 Kraft- und Momentensensor Oktapod mit Verschiebeadapter zur Aufbauvariation und Ganganalysemarkern (links: große Bauhöhe Verschiebeadapter stufenlos, rechts: geringe Bauhöhe Verschiebeadapter mit fester Teilung)

In dieser Konfiguration wurde das Messsystem in verschiedenen Probandenmessungen eingesetzt (siehe Absatz 4.3). Der komplizierte Einbau in die Prothese und die aufwendige Anbringung von Sensoren und Ganganalysemarkern war im Rahmen der Forschung akzeptabel. Um ein in der Versorgung einsetzbares System zu erhalten, wurden aus den gesammelten Erfahrungen bei der Messsystemverwendung Anforderungen für eine grundlegende Überarbeitung des Messsystems abgeleitet. Unter anderem wurden Verbesserungsmöglichkeiten beim Messsystemhandling und der Datenloggerbedienung aufgezeigt. Dadurch konnte die parallele Entwicklung der neuen Messsystemgeneration (Demonstrator) durch die industriellen Forschungspartner unterstützt werden.

3.1.3 Patentrecherche

Um eine Absicherung der Entwicklungsergebnisse zu erreichen wurde zu Entwicklungsbeginn eine Patentrecherche in der Datenbank des europäischen Patentamts durchgeführt (Espacenet <http://ep.espacenet.com>). Es konnten keine Patente recherchiert werden, die einer kommerziellen Verwertung des mobilen Ganganalysesystems entgegenstehen. In Anhang E sind die wichtigsten Patente aufgeschlüsselt. Bei dem für die Entwicklung kritischsten Patent der Auflistung (US 2008/0140221) handelt es sich um ein computergestütztes System zur messtechnikbasierten Unterstützung des Prothesenaufbaus. Obgleich der hier beschriebene Demonstrator eine weit größere Funktionalität hinsichtlich der Messsystemhardware und der Auswertungssoftware bietet, als das dem Patent US 2008/0140221 zugrundeliegende Produkt der Firma Orthocare Innovations (siehe auch WO 2008033852 A2), ist eine professionelle Prüfung aller Ansprüche vor einer Verwertung der Forschungsergebnisse angezeigt.



Abbildung 4 Entwickelter Demonstrator, rechts: Anbringung der Sensoren an Gliedmaßen und Prothese, links unten: Basisstation mit zwei Inertialsensoreinheiten, links Mitte: Inertialsensoreinheit mit Gurtsystem, links oben: Beispielausgabe der Expertensoftware auf dem zugehörigen Tablet

3.1.4 Gestaltung der Expertensoftware

Bei der Softwareentwicklung wurde ein zweigleisiger Ansatz verfolgt. Für die universitäre Forschung wurde eine im Folgenden als Ganganalysesoftware bezeichnete Programmbibliothek angelegt, um eine flexible Verarbeitung der Messdaten zu ermöglichen. Diese wird hier ausführlich besprochen. Für den Demonstrator ist eine Expertensoftware vorgesehen, die der Aufzeichnung von Messdaten während der Forschungsphase dient und später zu einem umfassenden Auswertungswerkzeug für

Nutzer ausgebaut wird. Dadurch konnten Auswertungskonzepte zunächst in der Ganganalysesoftware getestet werden, um ihre Umsetzbarkeit im Vorfeld der kommerziellen Entwicklung zu evaluieren und den Nutzen für die Anwender zu untersuchen. Dazu wurden Nutzerevaluationen der Expertensoftware durchgeführt. Aufgrund der frühzeitigen Berücksichtigung von Nutzerinteressen ergibt sich ein minimiertes Risiko während der Entwicklung. Mit den Methoden nicht-teilnehmende Beobachtung bei Prothesenversorgungen und halbstandardisierte Interviews mit Orthopädietechnikern wurden die funktionalen Anforderungen identifiziert und priorisiert, um diese bei der Systemgestaltung berücksichtigen zu können. Weiterhin wurde ein Papier-Prototyp der Nutzeroberfläche des Demonstrators entwickelt. In Nutzertests wurde überprüft, wie weit die intuitive Bedienbarkeit hinsichtlich der Interaktionsfunktionen gewährleistet ist und an welchen Stellen es Optimierungsbedarf gibt. Zudem wurden verschiedene grafische Darstellungen der Messwerte bezüglich ihrer Verständlichkeit und des erwarteten Nutzens bewertet. Hierbei wurde das Vorliegen von subjektiven Präferenzen deutlich, so dass die Benutzeroberfläche neben einer Basisdarstellung auch die Möglichkeit bieten sollte, individuelle Anpassungen vorzunehmen. Die erarbeiteten Vorschläge zum Design der Expertensoftware wurden in interdisziplinären Diskussionsrunden optimiert.



Abbildung 5 Nutzertests mit einem Orthopädietechniker mit Klick-Prototypen der Expertensoftware auf Tablet

In diesem Zusammenhang wurde eine erste Visualisierung zu Testzwecken in der Ganganalysesoftware implementiert, die eine stark abstrahiert Darstellung der Körpersegmente mit zugehöriger Visualisierung der Prothesenbelastung zeigt (Abbildung 6). Die Visualisierung ermöglichte neben verschiedenen Perspektiven auch eine Zeitlupendarstellung, um gegenüber dem bloßen Auge eine genauere Bewertung des Gangbildes zu ermöglichen. In diesem ersten Ansatz wurden die vom Hersteller xsens implementierten Algorithmen verwendet, um aus den Rohdaten der Sensoren die Lage der Körpersegmente zu bestimmen. Geometrische Randbedingungen ermöglichen dann die Berechnung von Gelenkwinkeln und Positionen für die Visualisierung.

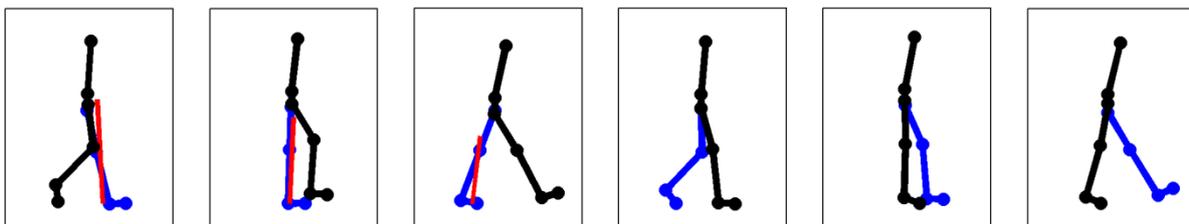


Abbildung 6 Kombinierte visuelle Darstellung der Prothesenbelastung (rot) und der Kinematik von Prothese (blau) sowie Körpersegmenten (schwarz), Messwerte in der Sagittalebene über einen Doppelschritt

Die dreidimensionale Visualisierung des Gangbilds wurde neben weiteren Elementen in eine grafische Benutzeroberfläche integriert, die für Versuche bei der Nutzerevaluation zur Verfügung stand. Diese innerhalb der Ganganalysesoftware entwickelte erste Variante einer Expertensoftware ist in Abbildung 7 dargestellt. Die Animation der kinematischen Daten steht an zentraler Stelle und lässt sich beliebig an die Bedürfnisse des Nutzers anpassen. Weiterhin werden die kinetischen Daten in der Animation als sogenannter Lastvektor dargestellt, der eine schnelle optische Bewertung der Schnittlasten in der Prothese ermöglicht, indem er die Kräfte als Vektor und die Momente als zugehörigen Hebelarm visualisiert. In den anpassbaren Diagrammen auf der rechten Seite werden ausgewählten Messdaten im Zeitbereich dargestellt. So können einzelne Ereignisse im Datensatz näher betrachtet und die Wiederholgenauigkeit von Schritt zu Schritt bewertet werden. Letzteres kann auch anhand berechneter Gangparameter erfolgen, da hier neben den Mittelwerten des Datensatzes auch die Streubereiche angegeben sind. Im linken Bereich der Oberfläche befinden sich Buttons für die Messsystembedienung. So lassen sich Messungen über die Funkschnittstelle starten. Die Daten des Inertialsensorsystems sowie des Kraft- und Momentensensors werden dann an den PC übertragen. Aufgrund von Performanceproblemen ließ sich eine Echtzeitdarstellung der Daten jedoch nicht implementieren.

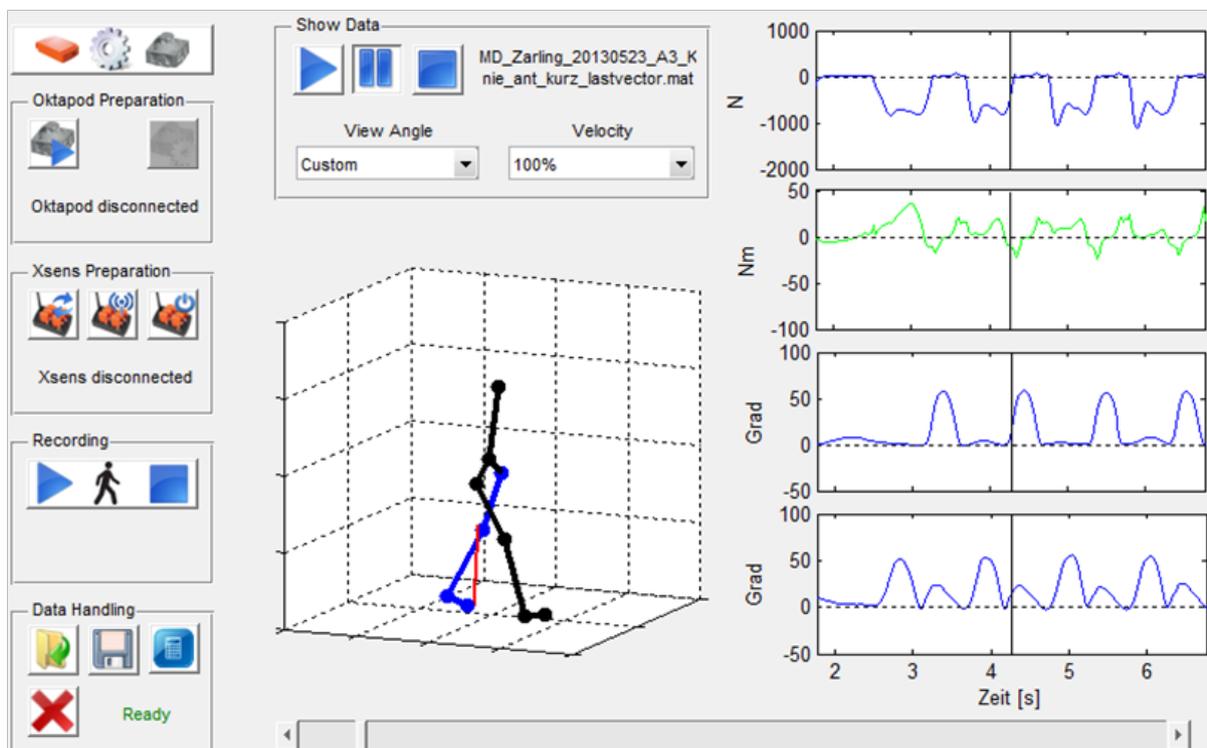


Abbildung 7 Ausschnitt der grafischen Benutzeroberfläche der Expertensoftware

3.2 Software zur Ganganalyse

Die für die Auswertung der Probandenmessungen wurde eine MATLAB-Programmbibliothek entwickelt (auch Ganganalysesoftware). Mit jeder Iteration bei der Weiterentwicklung der prototypischen Messsystemkomponenten und folgend des Demonstrators waren Änderungen am umfangreichen Programmcode notwendig. Um den Pflegeaufwand zu reduzieren wurde eine starke Strukturierung des Codes vorgenommen, bei der sich alle Messsystemkomponenten und Messaufgaben im Sinne der Objektorientierung als eigene Klassen direkt abbilden. Neben diesen eher datenorientierten Klassen wurden methodenorientierte Klassen erstellt, um auch bei der

Datenverarbeitung eine klare Programmstruktur zu gewährleisten. Für die Ergebnisse der Datenverarbeitung stehen wiederum eigene Klassen bereit, deren Struktur sich an die zyklischen Bewegungsmuster im Datensatz anlehnt und somit zum Beispiel Daten eines spezifischen Schritts repräsentiert. Die aus dem objektorientierten Programmierparadigma resultierende Kapselung erleichterte die Entwicklungsarbeit erheblich, da die Auswirkungen der häufigen Änderungen am Programmcode zumeist auf die entsprechenden Objekte beschränkt blieben. Im Folgenden soll nun zuerst ein Überblick über die Datenstruktur gegeben werden, die sich an den drei bei den Probandenmessungen eingesetzten Hauptkomponenten orientiert (Inertialsensoren, Kraft-/Momentensensor und stationäre Ganganalyse). Daneben werden weitere Datencontainer beschrieben, die zum Beispiel Stammdaten des Probanden oder Angaben zur Prothesengestaltung sowie Berechnungsergebnisse enthalten. Zur Vereinfachung der Datenverarbeitung wurden verschiedene Nutzeroberflächen erstellt. Anhand dieser sollen die Schritte der Datenverarbeitung nachvollzogen und ein Überblick über die Bedienung der Ganganalysesoftware gegeben werden. Abschließend sollen ausgewählte Berechnungsmethoden näher erläutert werden, um einen Überblick zu abgeleiteten biomechanischen Parametern zu erhalten. Für die beiden Hauptkomponenten des mobilen Ganganalysesystems (Kinematik aus Inertialsensordaten und Kinetik aus Kraft-/Momentensensoren) wird das Vorgehen bei der Berechnung in den folgenden beiden Kapiteln 3.3 und 3.4 vertieft.

3.2.1 Programmstruktur

Die Zusammenführung der Daten des mobilen (Kinetik und Kinematik) und des stationären Ganganalysesystems geschieht in MATLAB. Im Sinne der objektorientierten Programmierung wurde für jedes der drei Messsysteme eine Klassendefinition erstellt, die gemessene und berechnete Größen definiert und weiterhin sämtliche Berechnungsmethoden integriert (kinetische Daten „Okt“, kinematische Daten „XS“ und Daten der stationären Ganganalyse „GA“). Die drei Objekte mit zeitsynchronen Rohdaten werden in einem Datencontainer abgelegt. Der Messdaten-Container „MD“ enthält daneben weitere der Messung zugehörige Informationen und berechnete Größen sowie übergeordnete Funktionen zur Datenverarbeitung. Die aus den Rohdaten erstellten zeitsynchronen Messdaten-Objekte werden als Dateien gespeichert, um die Objektkonstruktion nur einmal durchführen zu müssen (Dateinamenkonvention siehe Anhang B Tabelle 34).

Die wichtigsten datenbezogenen Klassen sind im Folgenden näher beschrieben. Neben diesen finden sich weitere Klassen mit zeitunabhängigen Messdaten sowie übergeordnete Klassen die der Messdatenverarbeitung dienen. Abbildung 8 veranschaulicht die funktionalen Zusammenhänge zwischen den untergeordneten Klassen sowie die allgemeine Programm- und Datenstruktur.

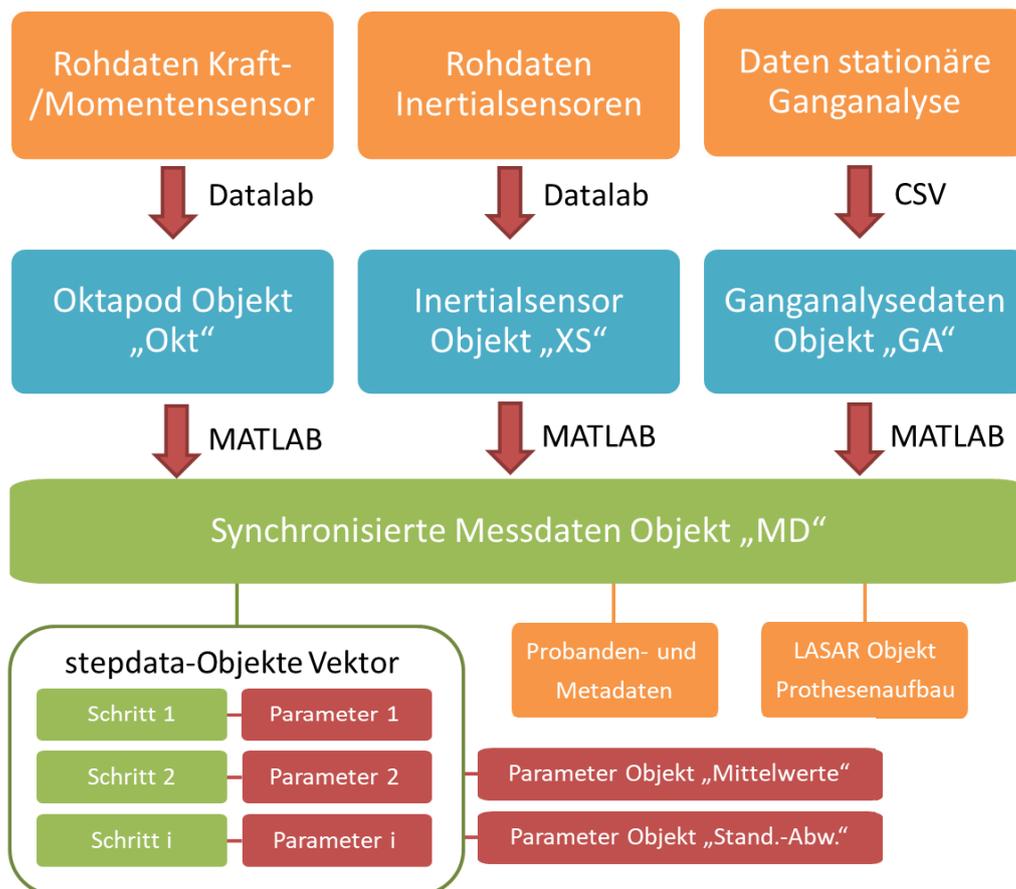


Abbildung 8 Übersicht Datenverarbeitung und -struktur

3.2.1.1 Ganganalyse-Klasse

Die „GA“-Daten setzen sich aus kinetischen Daten, die mit fest installierten piezoelektrischen Kraftmessplatten bestimmt werden und kinematischen Daten zusammen, die mit einem Infrarot-Multikamerasystem über Triangulation von aufgebracht reflektierenden Marken bestimmt werden.

Das „GA“-Objekt enthält folgende Daten:

- Markerkoordinaten
- Bodenreaktionskräfte (Ground Reaction Force bzw. GRF)
- Bodenreaktionsmomente
- Kraftangriffspunkt der GRF (Centre of Pressure bzw. CoP)
- Gelenkwinkel:
 - Oberschenkelsegmentwinkel (sagittal)
 - Knieflexionswinkel
 - Flexionswinkel des Sprunggelenks
- Zeit-/Distanzparameter
 - Gehgeschwindigkeit
 - Doppelschrittdauer
 - Standphasendauer
 - Schrittlänge
- Berechnete externe Momente in den Gelenken

Die Benennung der angebrachten Marker ist in Abbildung 9 gezeigt. Dieses einfache Markerset wurde in der Pilotstudie und der ersten Studie zu Aufbauvariationen eingesetzt. Um die Abbildung von 3D-Gelenkwinkeln zu ermöglichen, wurde für die weiteren Untersuchungen auf das übliche Plugin-Gait Markerset zurückgegriffen (Anhang D). Damit war weiterhin eine bessere Vergleichbarkeit zur Literatur gegeben und die Nutzung des zugehörigen Software-Frameworks der stationären Ganganalyse möglich.

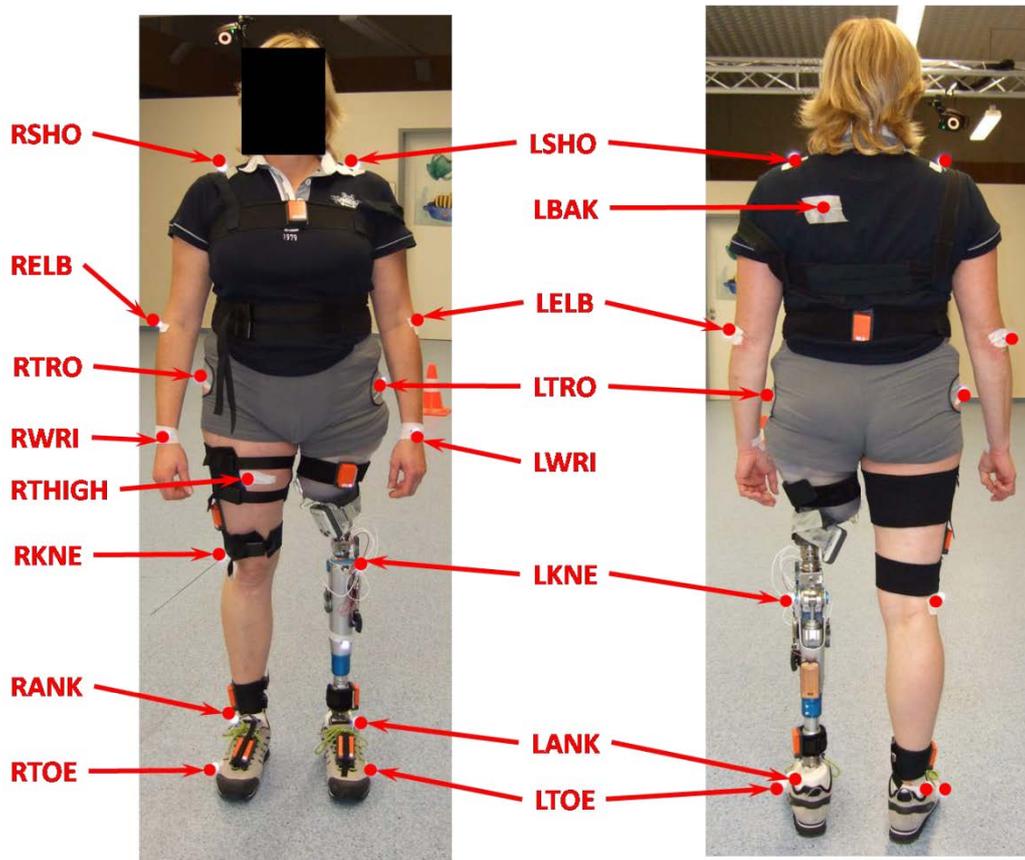


Abbildung 9: Bezeichnungen der Ganganalysemarker

3.2.1.2 Inertialsensor-Klasse

Die „XS“-Objekte repräsentieren die Daten des Inertialsensormesssystems der Firma xsens, sowie in späteren Implementierungen das neu entwickelte Inertialsensormesssystem des Demonstrators. Es sind folgende Daten enthalten:

- 3D-Beschleunigungen der Accelerometer
- 3D-Winkelgeschwindigkeiten der Gyroskope
- 3D-Magnetfelddaten der Magnetometer
- Rotationsmatrizen (Sensororientierung im Referenzsystem)
- Berechnete Gelenkwinkel
 - Torsoorientierung
 - Beckenorientierung
 - Hüftwinkel
 - Kniewinkel
 - Sprunggelenkwinkel

Die Positionen der Inertialsensoren sind in Abbildung 10 dokumentiert.

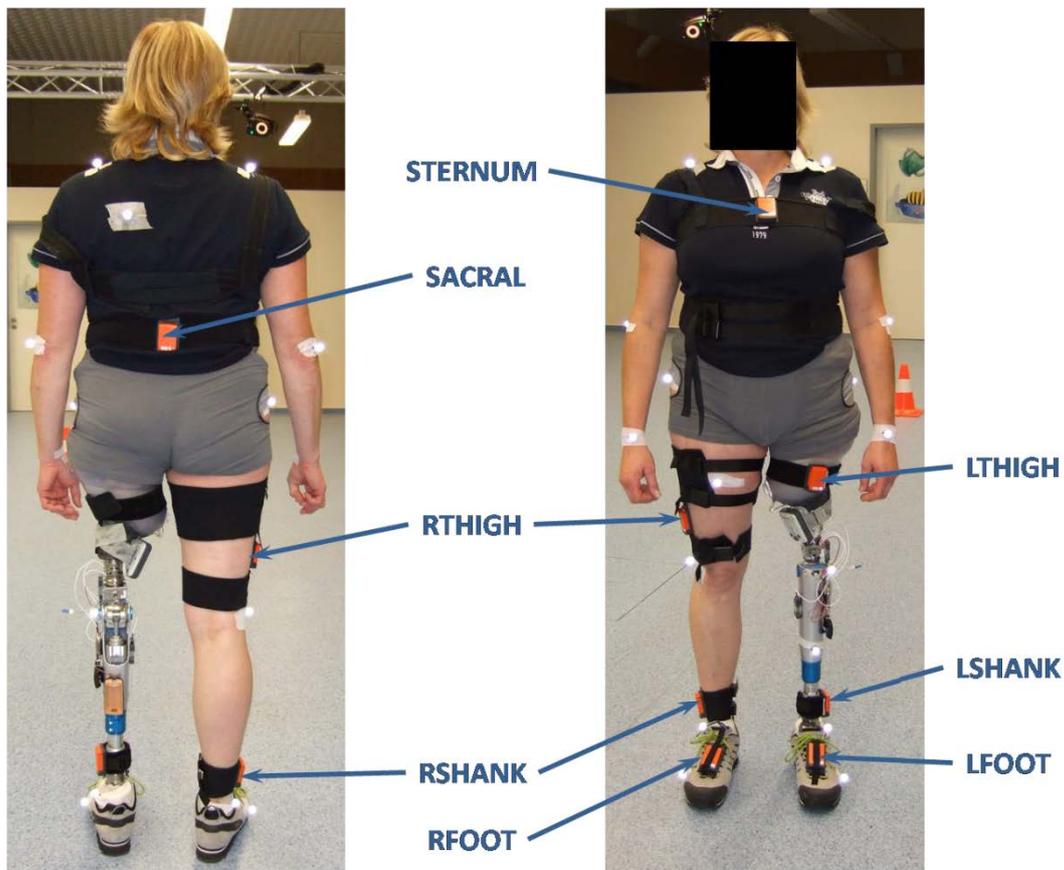


Abbildung 10: Positionen der Inertialsensoren

3.2.1.3 Oktapod-Klasse

Der Kraft-/Momentensensor Oktapod wird zwischen der Pyramidenadapterverbindung von Prothesenkniegelenk und Schaft installiert. Gleichzeitig wird die sagittale Orientierung des Ober- und Unterschenkelsegment zum Boden mit je einem Sensor bestimmt.

Das „Okt“-Objekt enthält:

- Sagittaler Winkel
 - Oberschenkelsegment
 - Unterschenkelsegment
 - Kniewinkel
- 3D-Kräfte
- 3D-Momente

Die Position und Orientierung des Oktapods im Raum wird durch die drei optischen Ganganalyse-Marker „Oktlateral“, „Oktfrontal“ und „Oktmedial“ gemessen. Diese Daten sind im „GA“-Objekt hinterlegt. In Abbildung 11 sind der Oktapod, die Winkelmesssensoren und die drei Oktapodmarker an der Prothese gezeigt.

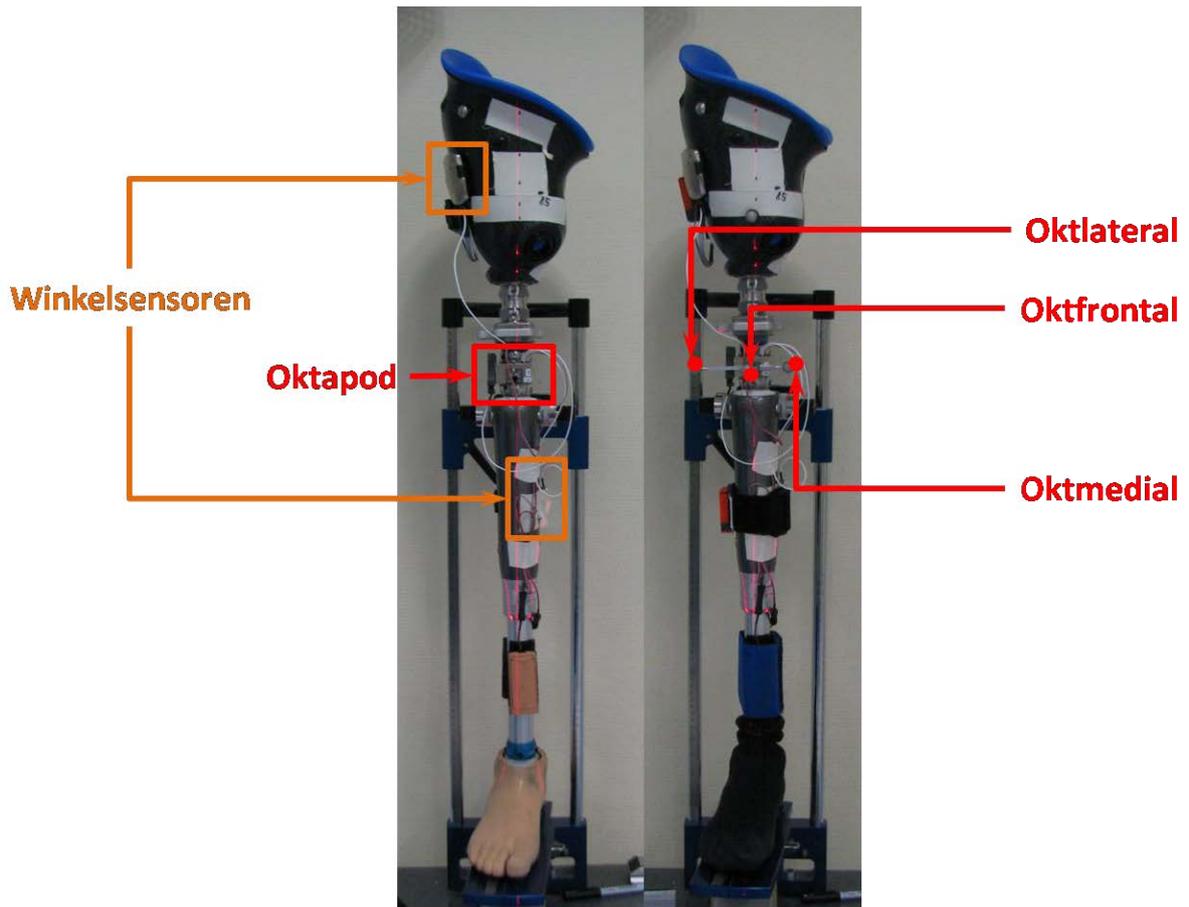


Abbildung 11: OktaPod mit Winkelsensoren und Ganganalysemarker

3.2.1.4 LASAR-Klasse

Hier ist der Prothesenaufbau anhand der Messungen mit dem LASAR-Posture [a] abgelegt (siehe Abbildung 12). Die Abstände zwischen Lastlinie und Gelenkdrehpunkt wurden für die Sagittal- und Frontalebene bei Belastung der Platte mit einem Fuß sowie zu Vergleichszwecken bei beidbeiniger Belastung abgelegt. Das 3D-LASAR Posture [a] Messgerät, welches Messungen in mehreren Körperebenen ermöglicht und die kontralaterale Seite mit abbildet, war zum Zeitpunkt der Probandenstudien noch nicht verfügbar.



Abbildung 12: Beispielmessung auf dem LASAR-Posture

3.2.1.5 Probandendaten-Klasse

In den Probandendaten sind folgende probandenspezifische Informationen enthalten:

- Code aus der Anonymisierung des Probandennamen
- Alter
- Amputationsseite
- Gewicht
- Senkrechte Abstände zwischen Gelenkpolen und Boden

3.2.1.6 Stepdata-Klasse

Nach durchlaufener Schrittdetektion werden Daten zu jedem Schritt in einem Array abgelegt das sogenannte stepdata-Objekte enthält. Dort sind für jeden Schritt unter anderem folgende Informationen enthalten:

- Start- und Endsampe des Schritts
- Endsampe des Standphasenendes
- Gültigkeit/Verwendbarkeit für weitere Auswertungen
- Parameter-Objekt mit Ergebnissen der biomechanischen Berechnungen

3.2.1.7 Parameter-Klasse

Das Parameter-Objekt enthält Berechnungsmethoden und Werte zu allen biomechanischen Parametern. Es wird einerseits jedem Schritt zugeordnet, dient aber auch als Datencontainer für die Zusammenfassung von Schritten, wenn Mittelwerte der biomechanischen Parameter bestimmt werden. Die enthaltenen biomechanischen Parameter mit Kurzbeschreibungen können Anhang A entnommen werden. Einen kurzen Überblick zu den Berechnungsmethoden gibt der Abschnitt 3.2.3.

3.2.2 Nutzeroberflächen und Messdatenverarbeitung

Um den Umgang mit den Messdaten zu vereinfachen, wurden verschiedene grafische Oberflächen erstellt, die einen intuitiven Zugang zu den in die Klassendefinitionen integrierten Funktionen bieten. Zwei Oberflächen fassen die Messdatenverarbeitung zusammen. Für die initiale Objekterstellung wurde die „Messdaten erstellen“ Oberfläche entworfen (Absatz 3.2.2.1). Nach erfolgreicher Synchronisation der Messdatenströme kann die weitere Verarbeitung mit der „Messdaten erweitern“ Oberfläche erfolgen (Absatz 3.2.2.3).

3.2.2.1 Oberfläche Messdaten erstellen

Zuerst werden die Rohdaten mit Hilfe der Messdaten-Erstellen Oberfläche zusammengeführt. Die im Messprotokoll festgehaltenen Probandendaten, Informationen zum Prothesenaufbau, Werte zur Einbausituation des Kraft-/Momentensensors und Angaben zu Inertialsensorzurordnung sowie zu den Kraftmessplatten der Ganganalyse werden in dieser Oberfläche ebenfalls eingegeben. Nach Hinzufügen der Rohdaten kann das resultierende MD-Objekt als Datei (*.mat) abgelegt werden. Für jedes der drei Messsysteme müssen während des Berechnungsprozesses Nutzereingaben erfolgen, zu denen im Folgenden ein Überblick gegeben wird.

Messdaten erstellen

OktapodDaten oder XODaten

XSensDaten

GADaten

Messdaten erstellen / erweitern

neu erstellen erweitern

Messdaten speichern

Automatisch speichern

Oktapod Einstellungen

Oktapodwinkel frontal: 0.8

Oktapodwinkel sagittal: 0.6

Abstand Oktapod-Knie: 35

Abstand Knie-Hüfte: 455

Abstand Knöchel-Knie: 415

Abstand Boden-Knöchel: 105

Schaftlänge: 336

Allgemeine Einstellungen

Proband: Meyer

Datum: 2011-03-03

Aufbau: A1

Aufbau: Ist

Variationswert:

Probandengewicht: 76

Amputierte Beinseite: left

XSens Einstellungen

Standard Zuordnung?: ja

XSens Satz: FGMT

GA Einstellungen

Erste Kraftmessplatte: variable

Bein auf dieser Platte: variable

Keine Messdaten eingelesen.

Abbildung 13: Grafische Nutzeroberfläche der Funktion MDERstellen

3.2.2.1.1 Oktapod-Daten Hinzufügen

Die Verarbeitung der Oktapod-Rohdaten (Anhang B Abbildung 110) erfolgt in einer eigenen Programmumgebung Datalab (auch DLAB) [a]. Dort wird die Kalibriermatrix mit den Rohdaten verrechnet um Kräfte und Momente zu erhalten. Diese können anschließend als eine durch MATLAB lesbare Binärdatei exportiert werden (*.mat). Diese wird während des Messdaten-erstellen Prozesses über einen Dateidialog aufgerufen.

3.2.2.1.2 Ganganalyse-Daten Hinzufügen

Die im Feld GA-Einstellungen gemachten Angaben zur Kraftmessplatte (Abbildung 13) dienen der Synchronisation der Ganganalysetrials mit dem Messdatenstrom. Dazu werden zuerst die zugehörigen Exportfiles des Vicon-Systems ausgewählt (csv-Export). Dann werden die einzelnen Trials in einem Dialogfenster (Anhang B Abbildung 111) einem Marker im Datenstrom des Oktapod zugeordnet, der während der Messung für jeden Trial gesetzt wurde und im Messprotokoll vermerkt ist. Danach kann mit Hilfe der Vertikalkraft der mit einer Kraftmessplatte aufgenommene Schritt der Prothesenseite mit einem der Schritte die mit dem Oktapod aufgenommen wurden in Überdeckung gebracht werden (Anhang B Abbildung 112). Die erreichbare Synchronisationsgüte liegt dabei im Bereich der Periodendauer eines Samples der Ganganalysedaten und ist somit ausreichend. Dieser Vorgang wird für jeden Trial wiederholt.

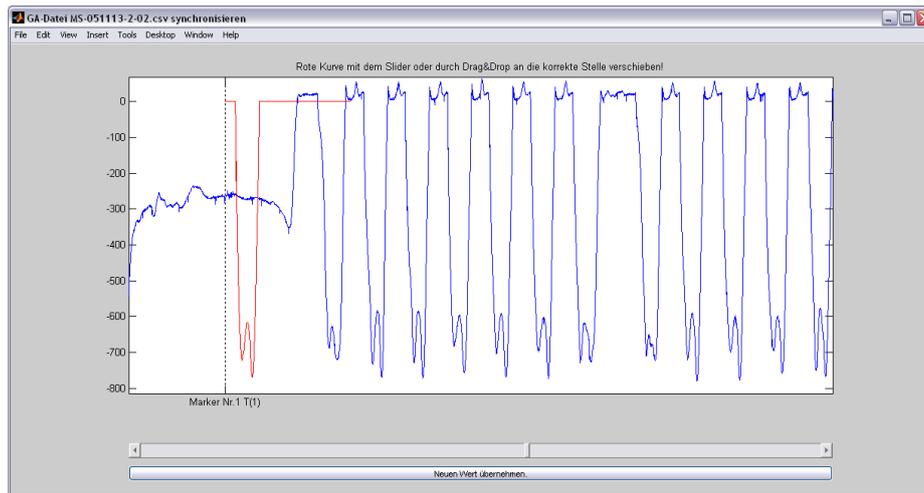


Abbildung 14 zeitliche Synchronisation GA-Oktopad per Drag and Drop

3.2.2.1.3 Inertialsensordaten Hinzufügen

Das Inertialsensorsystem der Firma xsens nutzt ebenfalls eine eigene Software zum Export der Messdaten. Messdaten-erstellen ruft die resultierende Datei (*.mtb) in einem Dateialog auf. Danach kann die Zuordnung der einzelnen Sensoren zu den Körpersegmenten festgelegt oder auf eine Standardzuordnung zurückgegriffen werden (Anhang B Abbildung 113). Die Zuordnung lässt sich als Binärdatei ablegen. Nun können aus den Sensororientierungen Gelenkwinkel berechnet werden. Angaben zu den zugrundeliegenden Algorithmen sind Abschnitt 3.3 zu entnehmen. Dazu muss ein Bereich mit Kalibrierbewegungen in einem Auswahlfenster markiert werden, die möglichst den vollen Bewegungsumfang des jeweiligen Gelenks abbilden. Die dazu vorläufig berechneten Gelenkwinkel entstammen den nativ ausgegebenen Rotationsmatrizen des Inertialsensorsystems und weisen deshalb eine erhebliche Nullpunktdrift auf (Abbildung 15).

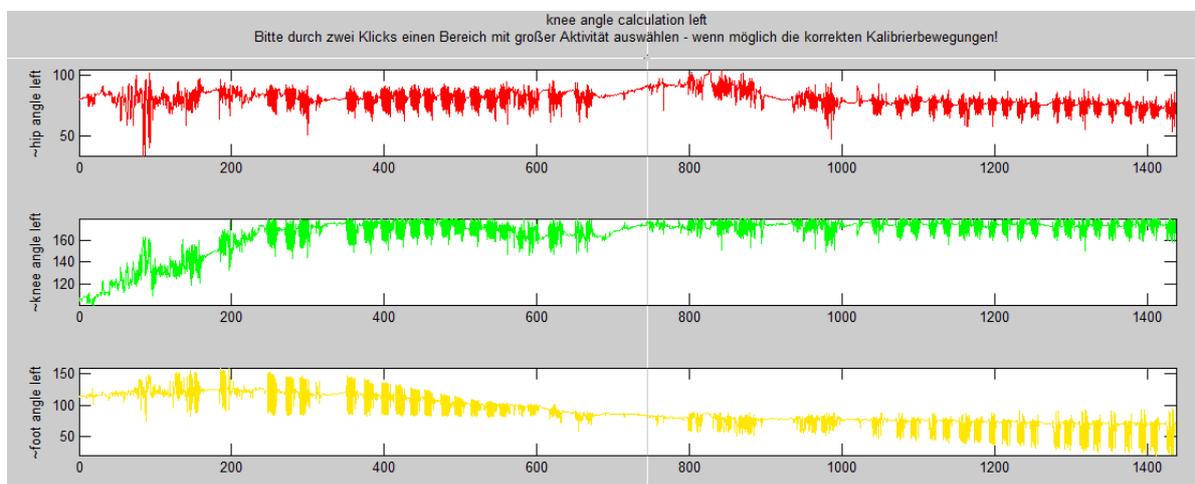


Abbildung 15 Auswahlfenster für Kalibrierbewegungen mit Nullpunktdrift in allen Dimensionen

Für die nun folgenden Berechnungen der Gelenkposition und der Hauptbewegungsachse wird die Konvergenz des Schätzalgorithmus optisch überprüft. Die mit randomisierten Startwerten mehrfach durchgeführten Schätzungen sollten stets für jede Koordinate auf einen Wert konvergieren (Anhang B Abbildung 114). Bei mangelnder Konvergenz kann die Schätzung mit einem alternativen Kalibrierbereich erneut durchgeführt werden. Der Vorgang wird für jedes Bein und jedes Gelenk

wiederholt. Nach erfolgreicher Berechnung der Gelenkwinkel wird ein Winkelnullabgleich durchgeführt. Dazu ist im Messprotokoll ein Zeitbereich mit Neutral-Null-Stellung des Probanden festgelegt der in einem Dialog markiert wird (Anhang B Abbildung 114). Zuletzt erfolgt eine optische Prüfung der Gelenkwinkel.

Falls die automatische Synchronisation zwischen Oktapod-Datenstrom und Inertialsensor-Datenstrom über die Bluetooth-Funkstrecke durch elektromagnetische Störungen gescheitert ist, kann außerdem eine manuelle Synchronisation über die am Oktapod angebrachten Winkelsensoren erfolgen (Anhang B Abbildung 116). Der Kniewinkel der Prothese wird dazu grafisch in Übereinstimmung gebracht. Durch den Zoommodus wird eine ausreichend hohe Synchronisationsgüte gewährleistet. Um Abweichungen in der Samplingfrequenz beider Messsysteme auszugleichen, wird die Synchronisierung einmal für den Anfang und das Ende des Datensatzes durchgeführt.

3.2.2.2 Anpassung der Messfrequenz

Da alle Messsysteme mit unterschiedlichen Messfrequenzen arbeiten, müssen die Daten in einen einheitlichen Datenstrom überführt werden. Grundlage dafür ist der Oktapod-Datenstrom, der mit der höchsten Messfrequenz von 256Hz aufgenommen wurde. Die Daten der anderen Messsysteme werden über eine lineare Interpolation in die höhere Messfrequenz überführt. Dazu werden entweder die zu Beginn und Ende jeder Messung zur Verfügung stehenden Synchronisationsmarker genutzt oder es wird auf die grafische Synchronisation zurückgegriffen. Bei den kurzen Ganganalysedaten ist ein Synchronisationspunkt pro Trial ausreichend, da die Messzeit sehr kurz und dadurch eventuelle Abweichungen bei den Messfrequenzen unerheblich sind.

3.2.2.3 Oberfläche Messdaten erweitern

Nach erfolgreicher Synchronisierung und Gelenkwinkelberechnung können weiterführende Analysefunktionen auf den Messdaten ausgeführt werden. Um die zugehörigen Funktionen einfach aufrufen zu können, wurde die Oberfläche „Messdaten erweitern“ geschaffen (Abbildung 16). Die dort vorhandenen Checkboxen bilden die Berechnungsschritte ab, die dann in der aufgeführten Reihenfolge ausgeführt werden. Da häufig Änderungen an den Berechnungsfunktionen vorgenommen wurden, können somit auch einzelne Berechnungsschritte erneut ausgeführt werden, um die bereits aufgenommenen Messdaten auf dem aktuellsten Stand zu halten. Weiterhin ist die Möglichkeit zur Stapelverarbeitung für Berechnungen mit großem Umfang gegeben, indem alle für die Berechnung notwendigen Nutzereingaben im Voraus ausgeführt werden. Die Nutzereingaben sind notwendig um die Laufstrecken auf der Laufbahn der Ganganalyse zu markieren (Absatz 3.2.2.3.1). Danach werden für den Schrittfilter Bereiche mit konstantem Laufverhalten ausgewählt, um einen Referenzschritt zu bestimmen (Absatz 3.2.2.3.2). Gegebenfalls erfolgen weitere Nutzereingaben falls die bei der Erstellung des Objekts berechneten Größen überarbeitet werden müssen (siehe dazu vorherigen Absatz 3.2.2.1 Oberfläche Messdaten).

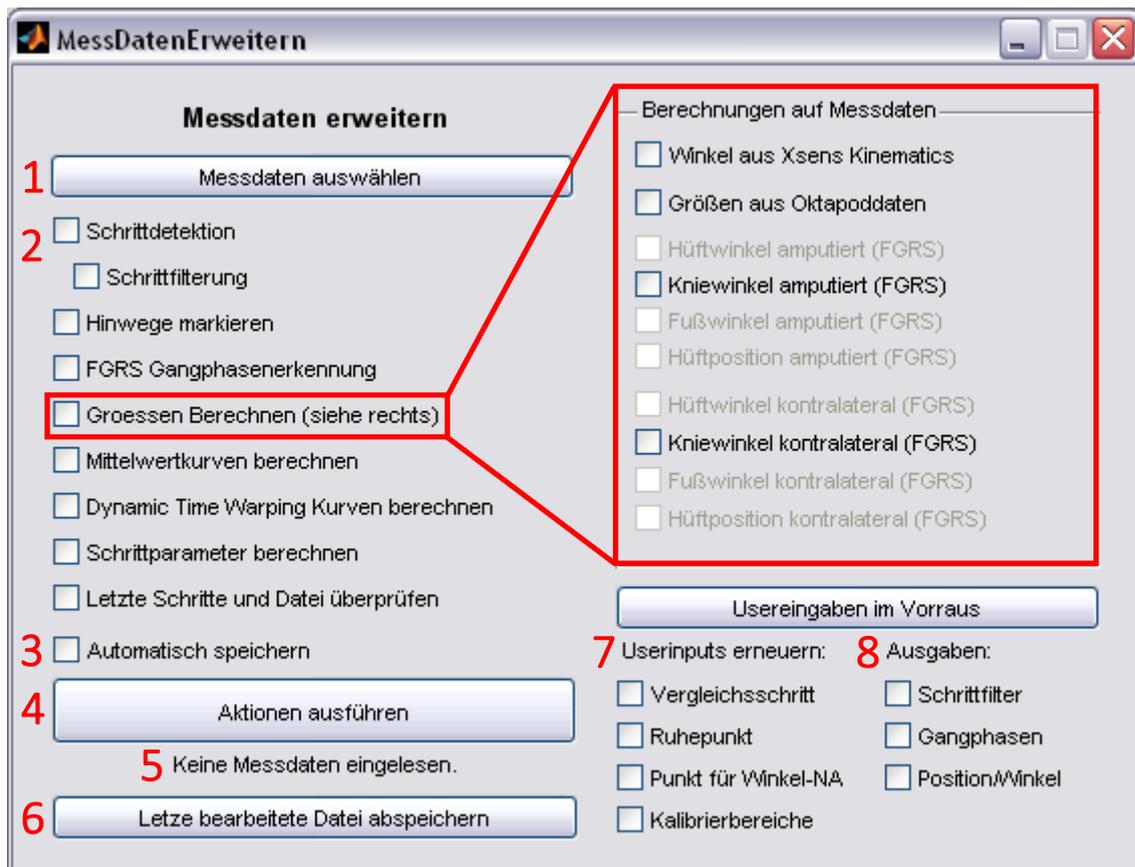


Abbildung 16 Oberfläche Messdaten erweitern

Erläuterungen zu Abbildung 16:

- 1 Pushbutton Dateialog zur Auswahl der Messdaten-Objekte
- 2 Checkboxes zur Auswahl der durchzuführenden Arbeitsschritte
- 3 Checkbox zum Überschreiben der Datei nach erfolgreicher Aktualisierung
- 4 Start der unter 2, 3, 7 und 8 ausgewählten Arbeitsschritte
- 5 Statusmeldung zum aktuellen Arbeitsschritt
- 6 Pushbutton zum Überführen der Datei in den Arbeitsspeicher für manuelle Bearbeitung
- 7 Auswahlmöglichkeiten zur Erneuerung der Nutzereingaben z.B. aus Messprotokoll
- 8 Grafische Ausgabe von Ergebnissen zur Überprüfung der Arbeitsschritte

3.2.2.3.1 Laufstrecken markieren

Die Laufstrecken die mit allen drei Messsystemen gleichzeitig erfasst wurden (Kraft-/Momentensensor, Inertialsensoren, stationäre Ganganalyse) sind von besonderem Interesse und müssen im Datensatz markiert werden. Die weiteren, allein mit den mobilen Messsystemen aufgezeichneten Strecken werden häufig mit starken Variationen im Gangmuster ausgeführt, da dabei keine Anweisungen an die Probanden erfolgen. Für die Identifikation der teilweise sehr geringen Unterschiede im Laufverhalten muss jedoch eine hohe Reproduzierbarkeit des Gangmusters gewährleistet werden. Die durch die Anweisungen resultierenden Effekte spielen vor diesem Hintergrund eine untergeordnete Rolle und eine Konzentration auf die Laufbahnen der stationären Ganganalyse ist zweckmäßig.

3.2.2.3.2 Schrittdetektion/Schrittfilterung

Für jeden über die Vertikalkraftkurve des Oktapods detektierten Lastzyklus wird ein Objekt erzeugt, das in einem Vektor im Messdatenobjekt abgelegt wird (siehe Absatz 3.2.1.6). Darin sind unter anderem die erkannten Grenzen von Stand- und Schwungphase abgelegt, die über die Daten des Kraft-/Momentensensors oder über die Gangphasenerkennung mit Inertialsensoren berechnet wurden. Außerdem wird festgehalten, ob der Schritt der zuvor markierten Laufstrecke angehört (auch „Hinweg“) und ob er durch den Schrittfilter als gültig oder ungültig für weitere Analysen eingestuft wird. Dieser Schrittfilter dient dazu, die Streuung innerhalb einer Messung gering zu halten, da die zu jeder Laufbahn gehörigen Abbrems- und Beschleunigungsvorgänge große Variationen aufweisen und in der statistischen Auswertung zunächst nicht berücksichtigt werden sollen. Die Filterung geschieht über einen Vergleich aller Lastzyklen mit einem Vergleichsschritt. Für diesen Vergleich werden die Kraft-, Momenten- und Winkeldaten des Oktapods herangezogen, für die nach einer Normierung auf 500 Stützstellen ein Korrelationsfaktor aus jeder Größe bestimmt wird. Fällt nur ein Korrelationsfaktor der genannten Größen unter einen vorher festzulegenden Grenzwert, wird der Schritt als ungültig deklariert. Um die Güte des Filters für Schritte mit geringfügig unterschiedlicher Geschwindigkeit zu verbessern, wurden weiterhin die Schrittdauer und der Betrag des ersten Peaks der Vertikalkraft einbezogen. Die Identifizierung des Vergleichsschrittes erfolgt halbautomatisch indem der Benutzer grob Bereiche im Datensatz markiert, in denen verwertbare Schritte liegen. Aus dieser Gruppe der markierten Schritte wird anschließend derjenige Schritt als Vergleichsschritt ausgewählt, der die größte Übereinstimmung mit allen anderen Schritten aufweist. Es wird also das typischste Bewegungsmuster in der Markierung bestimmt. Dabei hat es sich als zweckmäßig erwiesen, Bereiche aus der Mitte der Messung auszuwählen, in denen sich der Proband schon an die Aufbauvariation gewöhnt hat, ohne bereits Ermüdungserscheinungen zu zeigen.

3.2.3 Biomechanische Berechnungen

Nach der erfolgreichen Vorverarbeitung der Messdaten werden innerhalb der Ganganalysesoftware weiterführende biomechanische Berechnungen durchgeführt. Anhand der Daten des Kraft-/Momentensensors wird zum Beispiel der Abstand zwischen Lastvektor und Knieposition berechnet. Der dafür entwickelte Algorithmus berechnet den Hebelarm \vec{l} zur gemessenen Kraft \vec{F}_{gem} und den gemessenen Momenten \vec{M}_{gem} mit:

$$\vec{M}_{gem}(t) = \vec{l}(t) \times \vec{F}_{gem}(t) \quad (1.1)$$

Jedoch werden bei diesem Ansatz nur die Versetzungsmomente beachtet. Freie Momente werden aber ebenfalls vom Sensor erfasst. Deshalb ist beim Auflösen des Gleichungssystem (1.1) nach $\vec{l}(t)$ eine quadratische Fehlerminimierung sinnvoll. Da die Messfehler eine untergeordnete Rolle spielen (Absatz 3.4), kann der resultierende Momentendefekt gegenüber der realen Belastungssituation hauptsächlich auf freie Momente \vec{M}_{frei} zurückgeführt werden, die sich aus dynamischen Effekten oder aus einer Verspannung beider Beine gegeneinander ergeben. Der Anteil der freien Momente lässt sich mit dem berechneten Hebelarm $\vec{l}(t)$ schätzen:

$$\vec{M}_{frei}(t) = \vec{M}_{gem}(t) - \vec{l}(t) \times \vec{F}_{gem}(t) \quad (1.2)$$

Somit kann auf einen die Messwerte verfälschenden angespannten Stand des Patienten bei der statischen Aufbauoptimierung durch Patientenweisung reagiert oder alternativ auf einen für das entspannte Stehen ungünstigen Prothesenaufbau hingewiesen werden, da beide Situationen freie Momente in der Prothese erzeugen. Die dreidimensionale Darstellung des Lastvektors ist außerdem für die dynamische Bewertung des Ganges geeignet und gibt einen intuitiven Zugang zur Belastungssituation der Prothese, was in der Nutzerevaluation ebenfalls nachgewiesen werden konnte (Abbildung 6). Auf der kontralateralen Seite weisen die Messdaten der 3D-Messsohle bisher keine befriedigende Genauigkeit für eine verlässliche Aussage zum statischen und dynamischen Verlauf des Lastvektors auf, auch weil Messfehler in der Kinematik die notwendigen Lasttransformationen erschweren.

Ausgehend von den gemessenen Kräften und Momenten im Oktapod, werden folgende berechnet und Analysen durchgeführt (nur amputierte Seite):

- Kräfte und Momente in Knie, Knöchel und Hüfte
- Leistung in Knie, Knöchel und Hüfte
- Lastvektor im Knie
- Kniewinkel
- Stand- und Schwungphasendetektion

Ausgehend von den gemessenen Accelerometer- und Gyroskopdaten der Xsens-Sensoren, werden folgende Größen berechnet (beidseitig):

- Kniewinkel und -position
- Fußwinkel und Knöchelposition
- Hüftwinkel und -position
- Orientierung von Hüfte und Oberkörper zum Boden
- Driftkorrigierte Geschwindigkeit und Position der Füße
- Stand- und Schwungphasendetektion

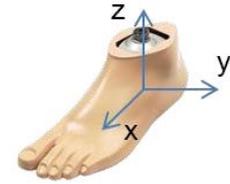
Aus der Kombination der kinetischen und kinematischen Daten werden außerdem die Leistung und der daraus erwachsende Energiebedarf für die Gelenkbewegung berechnet. Es wurde ein Vorgehen analog zum Prinzip der virtuellen Arbeit gewählt. Die Berechnungen erfolgten stützstellenweise nach Glättung der Kurven mit einem linear-phase Tiefpassfilter. Die Leistung wurde auf amputierter und kontralateraler Seite in der Sagittalebene für das Hüft-, Knie- und Sprunggelenk ermittelt. Die translatorischen Leistungen wurden als Produkt der jeweiligen Bodenreaktionskräfte F_x/F_z und der Gelenkpolgeschwindigkeiten aus der anterior-posterioren Bewegung x sowie der cranial-caudalen Bewegung z berechnet. Rotatorischen Leistungen wurden für die Sagittalebene als Produkt aus externen Gelenkmomenten M_y und Winkelgeschwindigkeiten aus dem Gelenkwinkel α bestimmt. Durch numerische Integration der Leistung wurden die auf den Boden übertragenden Energien in verschiedenen Abschnitten jedes Schrittes ermittelt.

Die folgenden zeitkontinuierlichen Gleichungen symbolisieren die numerische Berechnung:

- Energie:
$$E = \int_{t_1}^{t_2} P(t) dt \quad (1.3)$$

- Leistung translatorisch:
$$P_x(t) = F_x(t) \frac{dx(t)}{dt}, P_z(t) = F_z(t) \frac{dz(t)}{dt} \quad (1.4)$$

- Leistung rotatorisch:
$$P_y(t) = M_y(t) \frac{d\alpha(t)}{dt} \quad (1.5)$$



An dieser Stelle kann aufgrund der Vielzahl an ausgewerteten Parametern keine tiefere Betrachtung erfolgen. Eine vollständige Liste der Gangparameter mit Bedeutung und Bezeichnungen im Programmcode kann Anhang A entnommen werden.

3.2.4 Mittelwertberechnung

Für jedes Messdatenobjekt werden aus allen gültigen Schritten Mittelwertkurven aus den zeitlich abhängigen Größen berechnet. Dafür werden die Schritte auf 500 Stützstellen normiert und anschließend die Kurven stellenweise über einen arithmetischen Mittelwert zusammengeführt. Alternativ ist auch ein Dynamic Time Warping Algorithmus [39] implementiert, der es ermöglicht bei der Bildung der Mittelwertkurven leichte zeitliche Abweichungen in Datenpeaks durch lokales Stauchen und Strecken der Daten zu kompensieren. Bei den auf letztere Weise erstellten Mittelwertkurven werden kurze Ereignisse weniger geglättet als bei herkömmlicher Mittelwertbildung. Da in den Laborsituationen der im Folgenden vorgestellten Studien eine sehr große Wiederholgenauigkeit beim Gehen festgestellt werden konnte, war der Einsatz des Dynamic Time Warping bei der Datenauswertung selten notwendig.

3.2.5 Gangphasenerkennung

Die Gangphasenerkennung bestimmt automatisch die Zeitpunkte von Fersenauftritt, Foot Flat und Zehenablösen, um einen Schritt in Stand und Schwungphase zu unterteilen. Das Verhältnis der beiden Phasen auf Prothesenseite und kontralateraler Seite kann einen ersten Überblick zum Gangbild geben. Für die Gangphasenerkennung wurden zwei Ansätze verfolgt. Die erste Variante basiert auf dem Vertikalkraftverlauf des Kraft-/Momentensensors auf der Prothesenseite und wurde bereits gegen die stationäre Ganganalyse erfolgreich validiert. Die Standphasendetektion basiert auf dem Überschreiten einer definierten Lastgrenze. Dazu wird im näheren Umfeld der Zeitpunkt der initialen Lasteinleitung anhand höherer Differentiale der Vertikalkraftkurve bestimmt. Eine detaillierte Beschreibung ist Westebbe 2010 zu entnehmen [40]. Da im mobilen Ganganalysesystem für Prothesenseite und kontralaterale Seite aus Konsistenzgründen ähnliche Detektionsmechanismen verwendet werden sollten, wurde daneben eine rein inertialsensorbasierte Gangphasenerkennung realisiert. Dazu wurden die auf den Schuhen angebrachten Inertialsensoren genutzt (Abbildung 17). Eine erste Implementierung wurde durch Negart et al. ausgearbeitet [41]. Jedoch erfolgte dort keine umfassende Validierung gegen die stationäre Ganganalyse, die den großen interindividuellen Differenzen Rechnung trägt. Weiterhin hatten die deutlichen Unterschiede auf Prothesenseite und kontralateraler Seite einen limitierenden Effekt (Abbildung 18). Deshalb wurde eine Neuentwicklung angestrebt, die im Folgenden beschrieben ist.

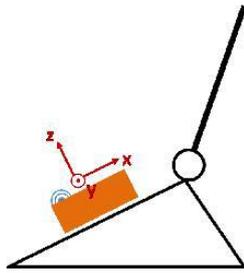


Abbildung 17 Ideale Sensorposition auf dem Schuh mit Sensorkoordinatensystem (links), tatsächliche Anbringung eines Inertialsensors und der Ganganalysemarker (rechts)

Zuerst werden die Sensordaten des Fußsensors mit Hilfe einer Ruhepose in das erdfeste Koordinatensystem transformiert. Weiterhin erfolgt eine Elimination der Erdbeschleunigung. Aus der resultierenden Beschleunigung in vertikaler (Accz) und frontaler (Accx) Richtung sowie aus der sagittalen Winkelgeschwindigkeit (Gyry) können dann die Schrittgrenzen ermittelt werden (Abbildung 18). Zuerst wird der initiale Fersenkontakt (Foot Strike) bestimmt. Die beim Foot Strike gut zu detektierenden Peaks der vertikalen Beschleunigung treten jedoch auch beim Fersenablösen auf. Deshalb wurde die frontale Beschleunigung in die Detektion mit einbezogen. Es finden sich eine Beschleunigung des Fußes in Progressionsrichtung nach dem Fersenablösen und eine Verzögerung vor vor dem Foot Strike. Dabei muss beachtet werden, dass die Stärke des Effekts in Abhängigkeit der Gehgeschwindigkeit variiert und mit wachsender Geschwindigkeit größer wird. Auf der Prothesenseite ist der Effekte durch die generell geringere Schwungphasendynamik und die rein passive Plantarflexion und Dorsalextension weniger stark ausgeprägt. Über die Differenz aus vertikaler und frontaler Beschleunigung konnte dennoch eine robuste Unterscheidungsmöglichkeit realisiert werden. Der tatsächliche Zeitpunkt des Zehenablösens wird dann anhand des Wendepunktes der frontalen Beschleunigung festgelegt. (Ausführliche Beschreibung der Methodik in Krause 2016 [42])

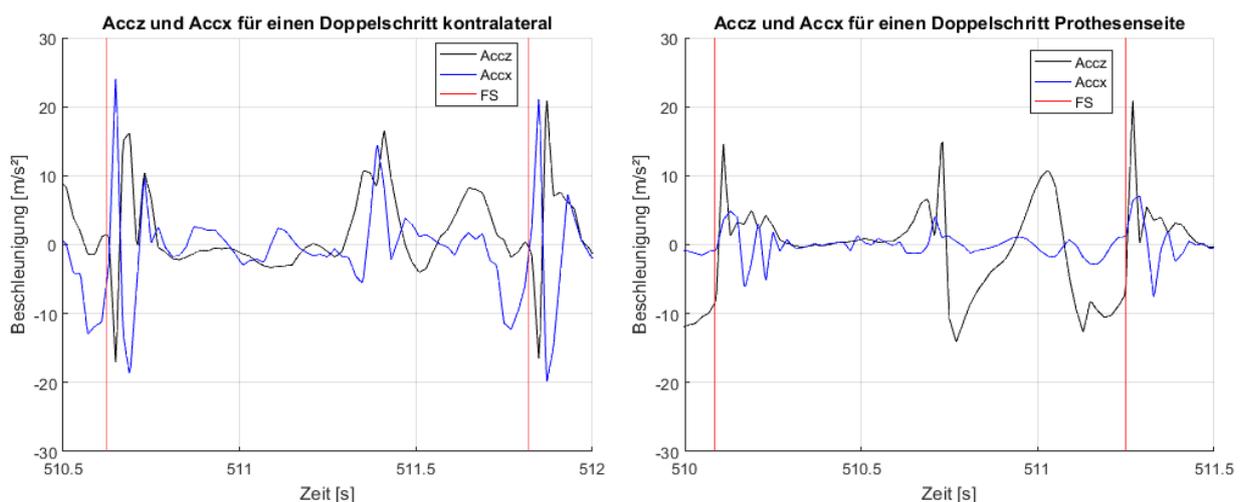


Abbildung 18 Beschleunigung in vertikaler (Accz, schwarz) und frontaler (Accx, blau) Richtung während eines Doppelschrittes, Zeitpunkte des initialen Fersenkontaktes (FS: Foot Strike) aus der stationären Ganganalyse (rot), links kontralaterale Seite, rechts Prothesenseite

Zur Detektion des Zehenablösens vom Boden diente der zeitliche Verlauf der sagittalen Winkelgeschwindigkeit (Abbildung 19). Infolge des Ablösens des Fußes vom Boden geht der Proband auf der kontralateralen Seite von einer aktiven Plantarflexion zu einer Dorsalextensionsbewegung über. Dadurch ergibt sich ein Minimum im Verlauf des sagittalen Gyroskopsignals, welches sich gut zur Detektion eignet. Ein ähnliches Minimum ist auch während der initialen Standphasen durch die Foot-Flat-Bewegung zu entdecken. Für die stark probandenabhängige Detektionsschwelle wurde deshalb eine grafische Nutzereingabe zur Schwellenanpassung integriert.

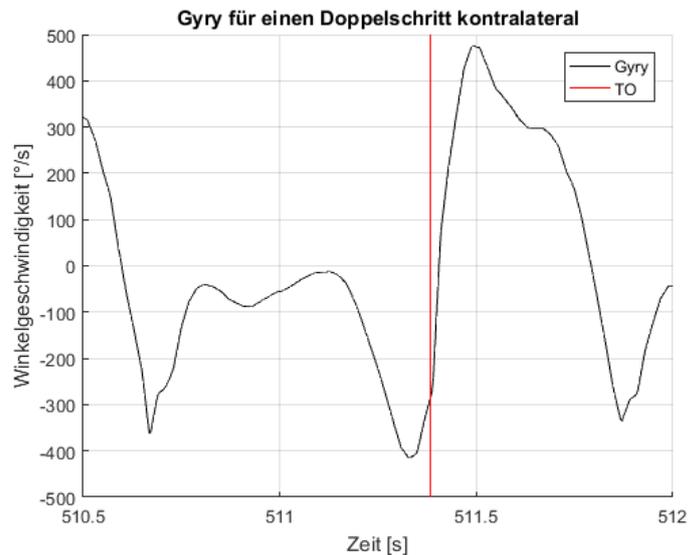


Abbildung 19 Winkelgeschwindigkeiten um die lokale γ -Achse des Sensors (schwarz) und eine detektierte Zehenablösung der stationären Ganganalyse (rot) für die kontralaterale Beinseite

Zur vergleichenden Validierung der Gangphasenerkennung wurde das stationäre Ganganalysesystem als Referenz herangezogen. Untersucht wurden Doppelschritte bestehend aus zwei inertialen Bodenkontakten und einem Zehenablösen, da in der stationären Ganganalyse der zweite Bodenkontakt unter anderen Gesichtspunkten als der erste Kraftmessplatten-Kontakt detektiert wird. Die Ergebnisse sind in Tabelle 3 zusammengefasst. Auf der kontralateralen Seite ist die Gangphasenerkennung durch die Inertialsensoren mit einer größeren Abweichung behaftet als auf der Prothesenseite, was auf die kontralateral höhere Schwingphasendynamik mit größeren Streubreiten der detektierten Extrema zurückgeführt werden kann. Generell ist eine systematische Abweichung durch die Elastizitäten von Schuhsohle und Inertialsensoranbringung zu erwarten, da sich diese nach dem Bodenkontakt verformen und somit die initiale Beschleunigung am Inertialsensor verringern. Die Differenzen sind deshalb als akzeptabel zu bewerten. Bei der Detektion mit dem Kraft-/Momentensensor Oktapod konnten deutlich geringere Abweichungen festgestellt werden, da die Kraftweiterleitung in der Prothese unmittelbar erfolgt.

Tabelle 3 Validierung der Gangphasenerkennung, zeitliche Abweichungen bei der Detektion der Gangereignisse zwischen den Messsystemen in ms

Messsystem 1	Messsystem 2	Seite	Event	Mittelwert Differenz [ms]	Standardabweichung [ms]	Anzahl Schritte
Inertialsensor	stationäre Ganganalyse	Kontralaterale Seite	Fersenkontakt 1	-31,6	57,0	467
			Zehenablösen	-54,8	62,5	
			Fersenkontakt 2	-43,6	57,0	
		Prothesenseite	Fersenkontakt 1	13,2	38,8	448
			Zehenablösen	-26,7	38,2	
			Fersenkontakt 2	9,8	39,6	
Oktapod F/M-Sensor	stationäre Ganganalyse	Prothesenseite	Fersenkontakt 1	3,7	14,5	530
			Zehenablösen	3,2	9,3	
			Fersenkontakt 2	-0,1	13,5	

3.2.6 Forschungsdatenbank

Um das Handling umfangreicher Datenpools zu ermöglichen, wurden Anforderungen an eine Datenbankarchitektur erarbeitet. In der Forschungsdatenbank werden neben den Messdaten des mobilen Ganganalysesystems und den berechneten biomechanischen Parametern auch Metadaten abgebildet wie der jeweilige Prothesenaufbau, die verwendeten Prothesenkomponenten, der Studienzweck und verschiedene Probandendaten. Die Datenbank wurde auf einem Microsoft SQL Server implementiert und berücksichtigt die allgemeinen Anforderungen wie Datenkonsistenz, Datensicherheit, Datenschutz und Redundanzvermeidung.

3.2.7 Maschinelles Lernen

Die in der Forschungsdatenbank abgelegten Messungen dienen unter anderem zum Training von Algorithmen zum maschinellen Lernen. Dabei sollten vor allem Klassifikationsalgorithmen zur Einteilung von Prothesenaufbauvarianten entwickelt werden. Die unter Laborbedingungen vorgenommenen Anpassungen des Prothesenaufbaus sollen also durch einen Algorithmus vorhergesagt werden. Im Rückschluss könnte dann zu einem unbekanntem Prothesenaufbau eine sinnvolle Anpassung zur Verbesserung des Gangbilds vorgeschlagen werden. In einem ersten Ansatz wurde ein Entscheidungsbaum (CART) auf seine Eignung getestet, der die biomechanischen Parameter nutzt, die aus den Messdaten für jeden Schritt bestimmt werden. Jedoch zeigte sich schnell, dass die Auswahl geeigneter Parameter für die Güte der Mustererkennung sehr bedeutend ist, da nicht nur die Verwendung ungeeigneter Parameter zu schlechten Ergebnissen führt, sondern auch die Verwendung zu vieler Parameter. Deshalb wurden verschiedene Ansätze zur Reduktion der Anzahl der Parameter (auch Features) untersucht. Die folgenden Feature-Selection Algorithmen wurden dabei angewandt: TreeBagger-Feature Selection, Single Variable Classifier, Mutual Information, T-Test Feature Selection, Relief-F. Für die anschließende eigentliche Klassifizierung wurden unter anderem folgende gängige Algorithmen auf ihre Eignung überprüft: Lineare Diskriminanzanalyse, Random Forest, Support Vector Machine, Naive Bayes, K-Nearest-Neighbour und Nearest Cluster Classifier. Die Validierung der Ergebnisse erfolgte mittels Stratified Cross Validation und Leave-one-out Validation. Die jeweils angewandten Algorithmen sind im Absatz 4.4 genauer beschrieben. Sie wurden mit Hilfe von Matlab Programmbibliotheken implementiert.

3.3 Gelenkinematik mit Inertialsensordaten

Inertialsensoren messen Beschleunigungen, Winkelgeschwindigkeiten und das Magnetfeld in bis zu drei Raumrichtungen und zeichnen sich dabei durch eine sehr kompakte Bauform aus. Der resultierende geringe messtechnische Aufwand ermöglicht eine Kostenreduktion in der gerätetechnischen Bewegungsanalyse im Vergleich zu konventionellen Verfahren die zumeist auf Multi-Kamerasystemen basieren. Jedoch werden die Trajektorien der Körpersegmente mit Inertialsensoren nicht direkt gemessen, während sie beim Verfahren der Triangulation mit zwei oder mehr Videokameras direkt erfasst werden können. Zunächst müssen also die Messwerte der Inertialsensoren in Körpersegmenttrajektorien oder Gelenkwinkel überführt werden, die den Zustand des gewählten Körpermodells vollständig beschreiben. Besondere Bedeutung bekommen dabei die Verschiebungen des Weichgewebes, die die indirekt gemessenen Bewegungen des Skeletts zusätzlich maskieren. Auch in der stationären Ganganalyse muss eine weitere Verarbeitung der Messdaten erfolgen, um Weichteilverschiebungen zu eliminieren. Jedoch kann hier auf eine große Anzahl an Messwerten durch die Verwendung mehrerer Ganganalysemarker an einem Körpersegment zurückgegriffen werden. Dabei legen drei Marker die translatorischen und rotatorischen Freiheitsgrade eines Segments fest und alle weiteren können zur Fehlerreduktion dienen. Daneben lassen sich Gelenkachsen robust numerisch bestimmen [42]. Die Verknüpfung mehrerer Körpersegmente zu kinematischen Ketten ermöglicht dann eine weitere Reduktion der Messfehler. Die aus den Segmenttrajektorien berechneten Gelenkwinkel weisen dementsprechend eine hohe Validität auf.

Um mit den Inertialsensordaten ebenfalls ausreichende Genauigkeiten zu erreichen, müssen Möglichkeiten gefunden werden um die prinzipbedingten nachteiligen Sensoreigenschaften auszugleichen. Zunächst wurde der Stand der Technik untersucht. Das wichtigste Einsatzgebiet in der Bewegungsanalyse ist bisher die Bereitstellung von Animationspfaden für die Gaming- und Filmbranche. In den meisten Fällen wurde dafür ein pragmatischer Ansatz gewählt. Die Messdaten eines 9-DOF-Sensors werden zuerst in einem Sensor-Fusion-Algorithmus auf eine Sensortrajektorie und eine Sensororientierung reduziert [43, 44]. Navigationsgeräte zum Beispiel verwenden ähnliche Algorithmen zur Positionsbestimmung eines einzelnen Objekts, sofern zeitweilig kein GPS Signal zur Verfügung steht [45]. Dieser Vorgang wird unabhängig von der gewählten Methode auch als *strapdown integration* bezeichnet. Dabei kann eine erhebliche Drift in der Trajektorie durch doppelte Integration von Beschleunigungen und genauso in der Orientierung durch häufig gestörte Magnetfelddaten [46] sowie durch die Integration von Winkelgeschwindigkeiten entstehen [47]. In einigen Anwendungen wird über eine Verknüpfung von Sensoren zu kinematischen Ketten ein Ausgleich dieser Messfehler durchgeführt. Weiterhin werden häufig Annahmen über die Umgebung getroffen (z.B. Bewegung auf ebenem Boden) oder Rekalibrationsposen (definierte Stellung der Gelenke) genutzt, die die Sensororientierungen zurücksetzen.

Die Einbeziehung zusätzlicher kinematischer Bedingungen ermöglicht also auch mit Inertialsensoren eine Reduktion der Messfehler. Eine frühe Einbeziehung dieser Bedingungen in der Berechnungskette ist sinnvoll, um die verbleibenden Messfehler zu minimieren. Um diese Möglichkeit zu evaluieren sollen nun zunächst die Systemeigenschaften analysiert werden. Durch das verwendete Systemdesign stehen maximal acht Inertialsensoreinheiten für die Bewegungsanalyse zur Verfügung. Die sinnvollste Anordnung am Körper für die Vermessung der unteren Extremität ist in Abbildung 20 gezeigt. Das Schema gibt weiterhin das gewählte Körpermodell an, das in seiner Komplexität den verfügbaren Messdaten angepasst wurde. Es besteht aus 8 Segmenten die über verschiedene rotatorische Gelenkbedingungen verknüpft werden können: Schaniergelenk 1DOF, Sattelgelenk 2DOF, Kugelgelenk

3DOF. Dabei reduziert sich die Anzahl der Freiheitsgrade des Systems ausgehend von summierten 48DOF der acht einzelnen Segmente. Der kleinste vollständige Satz an Systemzuständen, der nun das Körpermodell beschreibt, besteht deshalb aus allen Gelenkwinkeln sowie der Position und Orientierung eines Segments der kinematischen Kette (root-Segment). Dieser Ansatz basiert auf einer an Denavit und Hartenberg angelehnten Beschreibung kinematischer Ketten [48], die üblicherweise bei Gelenkarmrobotern Anwendung findet. Da im mobilen Ganganalysesystem zunächst nur Gelenkwinkel berechnet werden sollen, ist die Position und Orientierung des root-Segments nicht relevant und es kann eine weitere Reduktion des Modells erfolgen. In den folgenden Kapiteln 3.3.1 bis 3.3.4 wird deshalb ein Ansatz nach Seel [49] verfolgt, bei dem jeweils zwei benachbarte Segmente in der kinematischen Kette betrachtet und die kinematischen Bedingungen direkt mit den Rohdaten der Sensoren verknüpft werden.

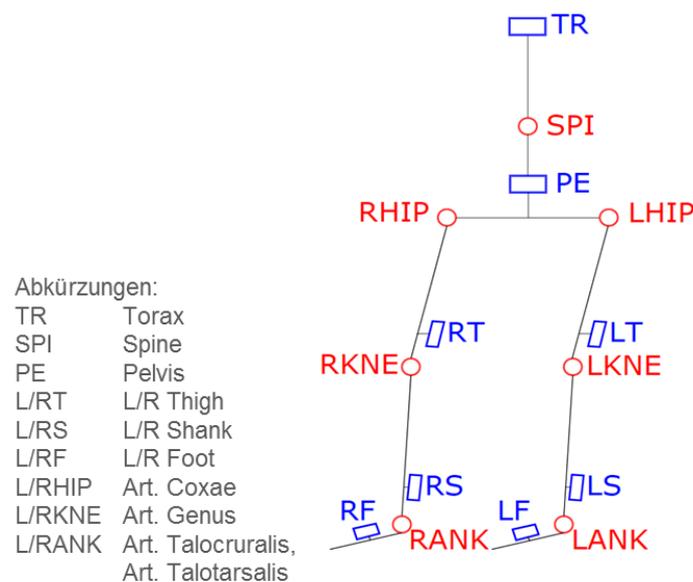


Abbildung 20 Die Sensoren (blau) werden auf der Hautoberfläche der Testperson aufgebracht die hier durch acht gelenkig verbundene Körpersegmente modelliert wird. Jeder Sensor beinhaltet ein 3D-Accelerometer zur Messung der Beschleunigung, ein 3D-Gyroskop zur Messung der Winkelgeschwindigkeiten und ein 3D-Magnetometer zur Messung des Magnetfelds.

3.3.1 Ansatz für kinematische Ketten mit zwei Segmenten

Um in einer kinematischen Kette aus den Messdaten der beiden Inertialsensoren eines oberen und unteren Körpersegments Gelenkwinkel zu berechnen, können im Wesentlichen drei Wege parallel verfolgt werden:

1. Die Differenz der Winkelgeschwindigkeiten zweier Segmente kann integriert werden und gibt den Gelenkwinkel an.
2. Die Differenz der Orientierung der Beschleunigungsvektoren im Gelenkpol gibt den Gelenkwinkel direkt an.
3. Die Differenz der Magnetfeldorientierung zwischen zwei Segmenten gibt den Gelenkwinkel direkt an.

Um die Qualität der Magnetometermessdaten zu evaluieren, wurden statische Messungen in Innenräumen mit dem Inertialsensorsystem am Probanden durchgeführt. Dabei zeigten sich große

Varianzen in den Beträgen der Magnetfeldvektoren. Damit ist zu erwarten, dass die Magnetfeldorientierung räumlich ebenfalls starke Unterschiede aufweist. Auf die Verarbeitung der Magnetometerdaten zu Gelenkwinkeln soll deshalb weitgehend verzichtet werden.

Die Berechnung von Winkeln aus Beschleunigungen ist aus Accelerometer-basierten Inklinometern bekannt und liefert dort, durch das statisch gut bestimmbare Erdschwerefeld, eine hohe Genauigkeit. Zur Berechnung von Beschleunigungen im Gelenkpol, deren Orientierungsdifferenz den Gelenkwinkel angibt, muss die Gelenkposition im jeweiligen Sensorkoordinatensystem bekannt sein. Im Folgenden wird deshalb die Gelenkposition mit Hilfe von Kalibrierbewegungen berechnet.

Beim Integrieren von Winkelgeschwindigkeiten ist die resultierende Integrationsdrift zu beachten. Weiterhin ist die Kenntnis der Orientierung der Sensoren zu den funktionellen Gelenkachsen notwendig. Die funktionellen Gelenkachsen werden deshalb im Folgenden ebenfalls bestimmt.

3.3.1.1 Berechnung der relativen Gelenkpositionen

Die hier vorgestellten Berechnungen dienen dazu, die Gelenkpositionen im Koordinatensystem der an zwei benachbarten Körpersegmenten angebrachten Sensoren zu berechnen. Dazu werden die Sensoren (Abbildung 20, blau) entsprechend auf der Hautoberfläche der Testperson aufgebracht. Es werden ausschließlich die Daten von 3D-Accelerometer zur Messung der linearen Beschleunigungsanteile und 3D-Gyroskop zur Messung der Winkelgeschwindigkeit genutzt. Alle Ansätze verwenden die Eulerschen Bewegungsgleichungen für starre Körper, um die Messwerte in den Gelenkpol zu transformieren. Der erste Ansatz basiert auf den Beschleunigungen im Gelenkpol eines Kugelgelenks, der zweite Ansatz nutzt die Geschwindigkeiten. Im dritten Ansatz werden die Freiheitsgrade des Gelenks reduziert, um eine schnellere Konvergenz zu erzielen.

3.3.1.1.1 Ansatz des gleichen Beschleunigungsbetrages im Drehpunkt

Der Ansatz geht davon aus, dass der gemeinsame Pol der Gelenkbewegung zweier Segmente, von den an den Segmenten angebrachten Sensoren aus gesehen, die gleiche Bewegung vollführt. Mit Hilfe der Daten aus Accelerometer und Gyroskop lässt sich die Trajektorie jedes beliebigen Punktes eines Segments berechnen. Für die Beschleunigung im Gelenkpol (Index G) zwischen zwei Segmenten (Index o bzw. u) ergibt sich für die Accelerometerdaten $\vec{a}_o(t)$ und Gyroskopdaten $\vec{\omega}_o(t)$ des oberen Segments aus der Euler'schen Bewegungsgleichung für starre Körper Folgendes:

$$\vec{a}_{oG}(t) = R_o \cdot (\vec{a}_o(t) + \dot{\vec{\omega}}_o(t) \times \vec{r}_o + \vec{\omega}_o(t) \times (\vec{\omega}_o(t) \times \vec{r}_o)) \quad (2.1)$$

R_o stellt die zeitinvariante Rotationsmatrix dar, die das Sensorkoordinatensystem auf ein gemeinsames Koordinatensystem beider Segmente abbildet. $\dot{\vec{\omega}}_o(t) \times \vec{r}_o$ stehen für die tangentielle Beschleunigung durch die Rotation des Segments und $\vec{\omega}_o(t) \times (\vec{\omega}_o(t) \times \vec{r}_o)$ für die radiale Beschleunigung. Die Winkelbeschleunigung lässt sich mit dem zentralen Differenzenquotienten über mehrere Datenpunkte berechnen:

$$\dot{\vec{\omega}}(t) = \frac{\vec{\omega}(t+1) - \vec{\omega}(t-1)}{2} \cdot f \quad \text{mit Messfrequenz } f$$

Analog zu Gl. (2.1) ist die Beschleunigung des Gelenkpols aus Sicht des unteren Segments definiert zu:

$$\vec{a}_{uG}(t) = R_u \cdot (\vec{a}_u(t) + \dot{\vec{\omega}}_u(t) \times \vec{r}_u + \vec{\omega}_u(t) \times (\vec{\omega}_u(t) \times \vec{r}_u)) \quad (2.2)$$

Wie beschrieben, sind die Beschleunigungen in dem zu berechnenden Gelenkpol gleich. Aus diesem Ansatz ergibt sich durch Gleichsetzen der Gl. (2.1) und (2.2):

$$R_o \cdot (\vec{a}_o(t) + \dot{\vec{\omega}}_o(t) \times \vec{r}_o + \vec{\omega}_o(t) \times (\vec{\omega}_o(t) \times \vec{r}_o)) = R_u \cdot (\vec{a}_u(t) + \dot{\vec{\omega}}_u(t) \times \vec{r}_u + \vec{\omega}_u(t) \times (\vec{\omega}_u(t) \times \vec{r}_u)) \quad (2.3)$$

Da die Orientierung der Segmente zueinander zunächst nicht bekannt ist, wird der Beschleunigungsbetrag im Drehpunkt verwendet. Dadurch können die Rotationsmatrizen aus der Gleichung gestrichen werden, da sie die euklidische Norm (Betrag) des jeweiligen Beschleunigungsvektors nicht beeinflussen:

$$|R \cdot \vec{a}| = |\vec{a}|$$

Es ergibt sich die Norm aus Gl. (2.3) zu:

$$|\vec{a}_o(t) + \dot{\vec{\omega}}_o(t) \times \vec{r}_o + \vec{\omega}_o(t) \times (\vec{\omega}_o(t) \times \vec{r}_o)| = |\vec{a}_u(t) + \dot{\vec{\omega}}_u(t) \times \vec{r}_u + \vec{\omega}_u(t) \times (\vec{\omega}_u(t) \times \vec{r}_u)| \quad (2.4)$$

Zu jedem Zeitpunkt t folgt aus den Messwerten von Gyroskopen und Accelerometern eine skalare nichtlineare Gleichung mit sechs Unbekannten (\vec{r}_o , \vec{r}_u), die die zeitinvarianten Positionen des Drehpunktes im lokalen Sensorkoordinatensystem repräsentieren. Über eine größere Anzahl an Messpunkten, bei denen alle Freiheitsgrade des Gelenks angesprochen werden, kann ein überbestimmtes Gleichungssystem ermittelt werden, um die Unbekannten zu berechnen. Dazu wird Gl. (2.4) zur Vereinfachung quadriert und die Ausdrücke werden für einen beliebigen Zeitpunkt t ausgeschrieben:

$$f = |\vec{a}_o + \dot{\vec{\omega}}_o \times \vec{r}_o + \vec{\omega}_o \times (\vec{\omega}_o \times \vec{r}_o)| - |\vec{a}_u + \dot{\vec{\omega}}_u \times \vec{r}_u + \vec{\omega}_u \times (\vec{\omega}_u \times \vec{r}_u)| \stackrel{!}{=} 0 \leftrightarrow \lim f^2 \rightarrow 0 \quad (2.5)$$

$$\text{Mit } \vec{\omega}_o = \begin{pmatrix} \omega_{ox} \\ \omega_{oy} \\ \omega_{oz} \end{pmatrix}, \dot{\vec{\omega}}_o = \frac{d}{dt} \vec{\omega}_o, \vec{r}_o = \begin{pmatrix} x_o \\ y_o \\ z_o \end{pmatrix} \text{ folgt } \vec{\omega}_o \times \vec{r}_o = \begin{pmatrix} 0 & -\omega_{oz} & \omega_{oy} \\ \omega_{oz} & 0 & -\omega_{ox} \\ -\omega_{oy} & \omega_{ox} & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x_o \\ y_o \\ z_o \end{pmatrix}$$

$$\begin{aligned} \vec{\omega}_o \times (\vec{\omega}_o \times \vec{r}_o) &= \begin{pmatrix} \omega_{ox} \\ \omega_{oy} \\ \omega_{oz} \end{pmatrix} \times \begin{pmatrix} -\omega_{oz} y_o + \omega_{oy} z_o \\ \omega_{oz} x_o - \omega_{ox} z_o \\ -\omega_{oy} x_o + \omega_{ox} y_o \end{pmatrix} \\ &= \begin{pmatrix} \omega_{oy} (-\omega_{oy} x_o + \omega_{ox} y_o) - \omega_{oz} (\omega_{oz} x_o - \omega_{ox} z_o) \\ \omega_{oz} (-\omega_{oz} y_o + \omega_{oy} z_o) - \omega_{ox} (-\omega_{oy} x_o + \omega_{ox} y_o) \\ \omega_{ox} (\omega_{oz} x_o - \omega_{ox} z_o) - \omega_{oy} (-\omega_{oz} y_o + \omega_{oy} z_o) \end{pmatrix} \\ &= \begin{pmatrix} -\omega_{oy}^2 x_o + \omega_{ox} \omega_{oy} y_o - \omega_{oz}^2 x_o + \omega_{ox} \omega_{oz} z_o \\ -\omega_{oz}^2 y_o + \omega_{oy} \omega_{oz} z_o - \omega_{ox}^2 y_o + \omega_{ox} \omega_{oy} x_o \\ -\omega_{ox}^2 z_o + \omega_{ox} \omega_{oz} x_o - \omega_{oy}^2 z_o + \omega_{oy} \omega_{oz} y_o \end{pmatrix} \end{aligned}$$

$$= \begin{pmatrix} -(\omega_{oy}^2 + \omega_{oz}^2) & \omega_{ox}\omega_{oy} & \omega_{ox}\omega_{oz} \\ \omega_{ox}\omega_{oy} & -(\omega_{ox}^2 + \omega_{oz}^2) & \omega_{oy}\omega_{oz} \\ \omega_{ox}\omega_{oz} & \omega_{oy}\omega_{oz} & -(\omega_{ox}^2 + \omega_{oy}^2) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x_o \\ y_o \\ z_o \end{pmatrix} \quad (2.6)$$

$$\vec{\omega}_o \times \vec{r}_o + \vec{\omega}_o \times (\vec{\omega}_o \times \vec{r}_o) = \begin{pmatrix} -(\omega_{oy}^2 + \omega_{oz}^2) & -\dot{\omega}_{oz} + \omega_{ox}\omega_{oy} & \dot{\omega}_{oy} + \omega_{ox}\omega_{oz} \\ \dot{\omega}_{oz} + \omega_{ox}\omega_{oy} & -(\omega_{ox}^2 + \omega_{oz}^2) & -\dot{\omega}_{ox} + \omega_{oy}\omega_{oz} \\ -\dot{\omega}_{oy} + \omega_{ox}\omega_{oz} & \dot{\omega}_{ox} + \omega_{oy}\omega_{oz} & -(\omega_{ox}^2 + \omega_{oy}^2) \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} x_o \\ y_o \\ z_o \end{pmatrix} \quad (2.7)$$

Es ergibt sich für jeden Zeitpunkt eine quadratische Gleichung:

$$\begin{aligned} f^2 = & \underbrace{(a_{ox} - (\omega_{oy}^2 + \omega_{oz}^2)x_o + (-\dot{\omega}_{oz} + \omega_{ox}\omega_{oy})y_o + (\dot{\omega}_{oy} + \omega_{ox}\omega_{oz})z_o)^2}_{b_{ox}} \\ & + \underbrace{(a_{oy} + (\dot{\omega}_{oz} + \omega_{ox}\omega_{oy})x_o - (\omega_{ox}^2 + \omega_{oz}^2)y_o + (-\dot{\omega}_{ox} + \omega_{oy}\omega_{oz})z_o)^2}_{b_{oy}} \\ & + \underbrace{(a_{oz} + (-\dot{\omega}_{oy} + \omega_{ox}\omega_{oz})x_o + (\dot{\omega}_{ox} + \omega_{oy}\omega_{oz})y_o - (\omega_{ox}^2 + \omega_{oy}^2)z_o)^2}_{b_{oz}} \\ & - \underbrace{((a_{ux} - (\omega_{iy}^2 + \omega_{iz}^2)x_u + (-\dot{\omega}_{iz} + \omega_{ix}\omega_{iy})y_u + (\dot{\omega}_{iy} + \omega_{ix}\omega_{iz})z_u)^2}_{b_{ux}} \\ & + \underbrace{(a_{iy} + (\dot{\omega}_{iz} + \omega_{ix}\omega_{iy})x_u - (\omega_{ox}^2 + \omega_{z}^2)y_u + (-\dot{\omega}_{ix} + \omega_{iy}\omega_{iz})z_u)^2}_{b_{iy}} \\ & + \underbrace{(a_{iz} + (-\dot{\omega}_{iy} + \omega_{ix}\omega_{iz})x_u + (\dot{\omega}_{ix} + \omega_{iy}\omega_{iz})y_u - (\omega_{ix}^2 + \omega_{iy}^2)z_u)^2}_{b_{iz}} \end{aligned} \quad (2.8)$$

Um die erhaltenen nichtlinearen Gleichungen iterativ zu lösen wird ein Newton-Verfahren implementiert und so die Differenz der linken und rechten Seite von Gl. (2.9) minimiert:

$$f^2 = (b_{ox}^2 + b_{oy}^2 + b_{oz}^2) - (b_{ux}^2 + b_{iy}^2 + b_{iz}^2) \Leftrightarrow \lim f^2 \rightarrow 0 \quad (2.9)$$

Dazu müssen die partiellen Ableitungen nach den sechs Unbekannten (\vec{r}_o, \vec{r}_u) bestimmt werden, um das Gleichungssystem zu linearisieren. Bei den partiellen Ableitungen wird auf die Kettenregel zurückgegriffen mit:

$$\frac{\partial}{\partial x} (ax + b)^2 = 2a \cdot (ax + b)$$

Die partiellen Ableitung nach $x_o, y_o, z_o, x_u, y_u, z_u$ lauten wie folgt. Dabei fallen die Terme mit u-Indizes für $\frac{\partial f}{\partial x_o}, \frac{\partial f}{\partial y_o}$ und $\frac{\partial f}{\partial z_o}$ heraus, da sie konstant in x_o, y_o bzw. z_o sind. Gleiches gilt für die

Terme mit o-Indizes für $\frac{\partial f}{\partial x_u}, \frac{\partial f}{\partial y_u}$ und $\frac{\partial f}{\partial z_u}$.

$$\begin{aligned} \frac{\partial f^2}{\partial x_o} &= -2(\omega_{oy}^2 + \omega_{oz}^2)(a_{ox} - (\omega_{oy}^2 + \omega_{oz}^2)x_o + (-\dot{\omega}_{oz} + \omega_{ox}\omega_{oy})y_o + (\dot{\omega}_{oy} + \omega_{ox}\omega_{oz})z_o) + \\ &\quad 2(\dot{\omega}_{oz} + \omega_{ox}\omega_{oy})(a_{oy} + (\dot{\omega}_{oz} + \omega_{ox}\omega_{oy})x_o - (\omega_{ox}^2 + \omega_{oz}^2)y_o + (-\dot{\omega}_{ox} + \omega_{oy}\omega_{oz})z_o) + \\ &\quad 2(-\dot{\omega}_{oy} + \omega_{ox}\omega_{oz})(a_{oz} + (-\dot{\omega}_{oy} + \omega_{ox}\omega_{oz})x_o + (\dot{\omega}_{ox} + \omega_{oy}\omega_{oz})y_o - (\omega_{ox}^2 + \omega_{oy}^2)z_o) \end{aligned} \quad (2.10)$$

$$\begin{aligned} \frac{\partial f^2}{\partial y_o} &= 2(-\dot{\omega}_{oz} + \omega_{ox}\omega_{oy})(a_{ox} - (\omega_{oy}^2 + \omega_{oz}^2)x_o + (-\dot{\omega}_{oz} + \omega_{ox}\omega_{oy})y_o + (\dot{\omega}_{oy} + \omega_{ox}\omega_{oz})z_o) + \\ &\quad -2(\omega_{ox}^2 + \omega_{oz}^2)(a_{oy} + (\dot{\omega}_{oz} + \omega_{ox}\omega_{oy})x_o - (\omega_{ox}^2 + \omega_{oz}^2)y_o + (-\dot{\omega}_{ox} + \omega_{oy}\omega_{oz})z_o) + \\ &\quad 2(\dot{\omega}_{ox} + \omega_{oy}\omega_{oz})(a_{oz} + (-\dot{\omega}_{oy} + \omega_{ox}\omega_{oz})x_o + (\dot{\omega}_{ox} + \omega_{oy}\omega_{oz})y_o - (\omega_{ox}^2 + \omega_{oy}^2)z_o) \end{aligned} \quad (2.11)$$

$$\begin{aligned} \frac{\partial f^2}{\partial z_o} &= 2(\dot{\omega}_{oy} + \omega_{ox}\omega_{oz})(a_{ox} - (\omega_{oy}^2 + \omega_{oz}^2)x_o + (-\dot{\omega}_{oz} + \omega_{ox}\omega_{oy})y_o + (\dot{\omega}_{oy} + \omega_{ox}\omega_{oz})z_o) + \\ &\quad 2(-\dot{\omega}_{ox} + \omega_{oy}\omega_{oz})(a_{oy} + (\dot{\omega}_{oz} + \omega_{ox}\omega_{oy})x_o - (\omega_{ox}^2 + \omega_{oz}^2)y_o + (-\dot{\omega}_{ox} + \omega_{oy}\omega_{oz})z_o) + \\ &\quad -2(\omega_{ox}^2 + \omega_{oy}^2)(a_{oz} + (-\dot{\omega}_{oy} + \omega_{ox}\omega_{oz})x_o + (\dot{\omega}_{ox} + \omega_{oy}\omega_{oz})y_o - (\omega_{ox}^2 + \omega_{oy}^2)z_o) \end{aligned} \quad (2.12)$$

$$\begin{aligned} \frac{\partial f^2}{\partial x_u} &= +2(\omega_{uy}^2 + \omega_{uz}^2)(a_{ux} - (\omega_{uy}^2 + \omega_{uz}^2)x_u + (-\dot{\omega}_{uz} + \omega_{ux}\omega_{uy})y_u + (\dot{\omega}_{uy} + \omega_{ux}\omega_{uz})z_u) + \\ &\quad -2(\dot{\omega}_{uz} + \omega_{ux}\omega_{uy})(a_{uy} + (\dot{\omega}_{uz} + \omega_{ux}\omega_{uy})x_u - (\omega_{ux}^2 + \omega_{uz}^2)y_u + (-\dot{\omega}_{ux} + \omega_{uy}\omega_{uz})z_u) + \\ &\quad -2(-\dot{\omega}_{uy} + \omega_{ux}\omega_{uz})(a_{uz} + (-\dot{\omega}_{uy} + \omega_{ux}\omega_{uz})x_u + (\dot{\omega}_{ux} + \omega_{uy}\omega_{uz})y_u - (\omega_{ux}^2 + \omega_{uy}^2)z_u) \end{aligned} \quad (2.13)$$

$$\begin{aligned} \frac{\partial f^2}{\partial y_u} &= -2(-\dot{\omega}_{uz} + \omega_{ux}\omega_{uy})(a_{ux} - (\omega_{uy}^2 + \omega_{uz}^2)x_u + (-\dot{\omega}_{uz} + \omega_{ux}\omega_{uy})y_u + (\dot{\omega}_{uy} + \omega_{ux}\omega_{uz})z_u) + \\ &\quad +2(\omega_{ux}^2 + \omega_{uz}^2)(a_{uy} + (\dot{\omega}_{uz} + \omega_{ux}\omega_{uy})x_u - (\omega_{ux}^2 + \omega_{uz}^2)y_u + (-\dot{\omega}_{ux} + \omega_{uy}\omega_{uz})z_u) + \\ &\quad -2(\dot{\omega}_{ux} + \omega_{uy}\omega_{uz})(a_{uz} + (-\dot{\omega}_{uy} + \omega_{ux}\omega_{uz})x_u + (\dot{\omega}_{ux} + \omega_{uy}\omega_{uz})y_u - (\omega_{ux}^2 + \omega_{uy}^2)z_u) \end{aligned} \quad (2.14)$$

$$\frac{\partial f^2}{\partial z_u} = 2(\dot{\omega}_{uy} + \omega_{ux}\omega_{uz})(a_{ux} - (\omega_{uy}^2 + \omega_{uz}^2)x_u + (-\dot{\omega}_{uz} + \omega_{ux}\omega_{uy})y_u + (\dot{\omega}_{uy} + \omega_{ux}\omega_{uz})z_u) +$$

$$\begin{aligned}
& 2(-\dot{\omega}_{ix} + \omega_{iy}\omega_{uz})(a_{iy} + (\dot{\omega}_{uz} + \omega_{ix}\omega_{iy})x_u - (\omega_{ix}^2 + \omega_{uz}^2)y_u + (-\dot{\omega}_{ix} + \omega_{iy}\omega_{uz})z_u) + \\
& -2(\omega_{ix}^2 + \omega_{iy}^2)(a_{uz} + (-\dot{\omega}_{iy} + \omega_{ix}\omega_{uz})x_u + (\dot{\omega}_{ix} + \omega_{iy}\omega_{uz})y_u - (\omega_{ix}^2 + \omega_{iy}^2)z_u)
\end{aligned} \tag{2.15}$$

Die Unbekannten werden zusammengefasst:

$$\vec{x} = \begin{pmatrix} x_o \\ y_o \\ z_o \\ x_u \\ y_u \\ z_u \end{pmatrix}$$

Für jeden Zeitpunkt wird nun mit der aktuellen Schätzung von \vec{x} (hier: \vec{x}_{step}) eine Zeile des linearisierten Gleichungssystems berechnet:

$$\left(\frac{\partial f(t, \vec{x}_{\text{step}})}{\partial x_o} \quad \frac{\partial f(t, \vec{x}_{\text{step}})}{\partial y_o} \quad \frac{\partial f(t, \vec{x}_{\text{step}})}{\partial z_o} \quad \frac{\partial f(t, \vec{x}_{\text{step}})}{\partial x_u} \quad \frac{\partial f(t, \vec{x}_{\text{step}})}{\partial y_u} \quad \frac{\partial f(t, \vec{x}_{\text{step}})}{\partial z_u} \right) \cdot \vec{x}_{\text{diff}} = f(t, \vec{x}_{\text{step}}) \tag{2.16}$$

Mit der Näherungslösung \vec{x}_{diff} des überbestimmten Systems kann dann ein Newton-Schritt vollzogen werden:

$$\vec{x}_{\text{step}+1} = \vec{x}_{\text{step}} - \vec{x}_{\text{diff}}$$

Der Newton-Schritt wird solange wiederholt bis $|\vec{x}_{\text{diff}}|$ eine vorgegebene Grenze unterschreitet und damit die Konvergenz der Lösung wahrscheinlich ist oder die festgelegte maximale Anzahl an Newton-Schritten erreicht wurde.

3.3.1.1.2 Ansatz des gleichen Geschwindigkeitsbetrages im Drehpunkt

Eine alternative Möglichkeit zur Berechnung der Gelenkpositionen bietet der Ansatz des gleichen Geschwindigkeitsbetrages im Drehpunkt. Dazu wurden wiederum die Euler'schen Bewegungsgleichungen für starre Körper in der entsprechenden Integrationsstufe genutzt. Durch die gegenüber dem vorherigen Ansatz fehlende radiale Beschleunigung aus der Winkelgeschwindigkeit vereinfacht sich die Problemformulierung sehr stark:

$$f = \left| \int \vec{a}_o dt + \vec{\omega}_o \times \vec{r}_o \right| - \left| \int \vec{a}_u dt + \vec{\omega}_u \times \vec{r}_u \right| = 0 \leftrightarrow f^2 = 0 \tag{3.1}$$

Mit $\vec{\omega}_o = \begin{pmatrix} \omega_{ox} \\ \omega_{oy} \\ \omega_{oz} \end{pmatrix}$, $\vec{r}_o = \begin{pmatrix} x_o \\ y_o \\ z_o \end{pmatrix}$ usw. folgt $\vec{\omega}_o \times \vec{r}_o = \begin{pmatrix} 0 & -\omega_{oz} & \omega_{oy} \\ \omega_{oz} & 0 & -\omega_{ox} \\ -\omega_{oy} & \omega_{ox} & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x_o \\ y_o \\ z_o \end{pmatrix}$.

Es ergibt sich für jeden Zeitpunkt eine quadratische Gleichung:

$$f^2 = \left(\int a_{ox} dt - \omega_{oz}y_o + \omega_{oy}z_o \right)^2 + \left(\int a_{oy} dt + \omega_{oz}x_o - \omega_{ox}z_o \right)^2$$

$$\begin{aligned}
& + \left(\int a_{oz} dt - \omega_{oy} x_o + \omega_{ox} y_o \right)^2 - \left(\left(\int a_{ux} dt - \omega_{uz} y_u + \omega_{uy} z_u \right)^2 \right. \\
& \left. + \left(\int a_{uy} dt + \omega_{uz} x_u - \omega_{ux} z_u \right)^2 + \left(\int a_{uz} dt - \omega_{uy} x_u + \omega_{ux} y_u \right)^2 \right)
\end{aligned} \quad (3.2)$$

Bei den partiellen Ableitungen wird auf die Kettenregel zurückgegriffen mit:

$$\frac{\partial}{\partial x} (ax + b)^2 = 2a \cdot (ax + b)$$

$$\frac{\partial f^2}{\partial x_o} = 2\omega_{oz} (\omega_{oz} x_o - \omega_{ox} z_o + \int \vec{a}_{oy} dt) - 2\omega_{oy} (-\omega_{oy} x_o + \omega_{ox} y_o + \int \vec{a}_{oz} dt) \quad (3.3)$$

$$\frac{\partial f^2}{\partial y_o} = -2\omega_{oz} (-\omega_{oz} y_o + \omega_{oy} z_o + \int \vec{a}_{ox} dt) + 2\omega_{ox} (\omega_{ox} y_o - \omega_{oy} x_o + \int \vec{a}_{oz} dt) \quad (3.4)$$

$$\frac{\partial f^2}{\partial z_o} = 2\omega_{oy} (-\omega_{oy} z_o - \omega_{oz} y_o + \int \vec{a}_{ox} dt) - 2\omega_{ox} (-\omega_{ox} z_o + \omega_{oz} x_o + \int \vec{a}_{oy} dt) \quad (3.5)$$

$$\frac{\partial f^2}{\partial x_u} = -2\omega_{uz} (\omega_{uz} x_u - \omega_{ux} z_u + \int \vec{a}_{uy} dt) + 2\omega_{uy} (-\omega_{uy} x_u + \omega_{ux} y_u + \int \vec{a}_{uz} dt) \quad (3.6)$$

$$\frac{\partial f^2}{\partial y_u} = 2\omega_{uz} (-\omega_{uz} y_u + \omega_{uy} z_u + \int \vec{a}_{ux} dt) - 2\omega_{ux} (\omega_{ux} y_u - \omega_{uy} x_u + \int \vec{a}_{uz} dt) \quad (3.7)$$

$$\frac{\partial f^2}{\partial z_u} = -2\omega_{uy} (\omega_{uy} z_u - \omega_{uz} y_u + \int \vec{a}_{ux} dt) + 2\omega_{ux} (-\omega_{ux} z_u + \omega_{uz} x_u + \int \vec{a}_{uy} dt) \quad (3.8)$$

Durch die Integration der Beschleunigungssignale, die stärker von Messrauschen betroffen sind, entsteht ein Messfehler, der die Konvergenz der Lösung erschwert. Trotz der kompakten Formulierung konnte deshalb keine höhere Performanz erreicht werden. Der Lösungsansatz wird deshalb nicht weiter verfolgt.

3.3.1.1.3 Ansatz des gleichen Beschleunigungsbetrags unter der Annahme eines Scharniergelenks

Da der Lösungsraum für ideale Scharniergelenke eine Gerade entlang der Gelenkachse beschreibt, können Konvergenzprobleme beim Berechnen der Gelenkposition unter der sonst zweckmäßigen Annahme eines Kugelgelenks auftreten. Für physiologische Gelenke wie dem Knie- oder Ellenbogengelenk, die nur geringe Ähnlichkeit mit einem Scharniergelenk aufweisen, ist dennoch eine ausreichende Beschränkung des Lösungsraums zu erwarten. Monozentrische prothetische Kniegelenke weisen jedoch durchaus ein ideales Scharniergelenk auf, weshalb ein Einfluss denkbar ist, das Problem aber auch auf zwei Dimensionen reduziert werden kann. Deshalb wird der bei der folgenden Gelenkwinkelberechnung ebenfalls verfolgte Ansatz einer Projektion des gesamten Problems in die Gelenkebene hier auf die Gelenkpositionsberechnung angewendet. Die Gelenkebene wird dabei durch die beiden Gelenkachsen \vec{j}_o und \vec{j}_u definiert, die zwar im globalen

Koordinatensystem übereinstimmen, in den lokalen Sensorkoordinatensystemen jedoch unterschiedliche Werte aufweisen.

Es werden die orthonormalen Basen \vec{e}_{o1} , \vec{e}_{o2} und \vec{j}_o sowie \vec{e}_{u1} , \vec{e}_{u2} und \vec{j}_u genutzt.

$$\vec{a}_{o2D} = \begin{pmatrix} \vec{a}_o \circ \vec{e}_{o1} \\ \vec{a}_o \circ \vec{e}_{o2} \\ \vec{a}_o \circ \vec{j}_o \end{pmatrix}, \vec{\omega}_{o2D} = \begin{pmatrix} \vec{\omega}_o \circ \vec{e}_{o1} \\ \vec{\omega}_o \circ \vec{e}_{o2} \\ \vec{\omega}_o \circ \vec{j}_o \end{pmatrix}, \vec{a}_{u2D} = \begin{pmatrix} \vec{a}_u \circ \vec{e}_{u1} \\ \vec{a}_u \circ \vec{e}_{u2} \\ \vec{a}_u \circ \vec{j}_u \end{pmatrix}, \vec{\omega}_{u2D} = \begin{pmatrix} \vec{\omega}_u \circ \vec{e}_{u1} \\ \vec{\omega}_u \circ \vec{e}_{u2} \\ \vec{\omega}_u \circ \vec{j}_u \end{pmatrix}$$

Da der Einheitsvektor der dritten Komponente mit der Gelenkachse zusammenfällt, kann die Euler'sche Bewegungsgleichung für die Beschleunigung im Gelenk nun erheblich vereinfacht werden. Sie reduziert sich auf die ersten beiden Komponenten, da die Beschleunigung in \vec{j} -Richtung und die Rotation in \vec{e}_{o1} - bzw. \vec{e}_{o2} -Richtung nicht zur Gelenkbewegung beitragen.

$$\vec{a}_{o2D} = \begin{pmatrix} a_{o2Dx} \\ a_{o2Dy} \\ y \end{pmatrix}, \vec{\omega}_{o2D} = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ \omega_{o2Dz} \end{pmatrix}, \dot{\vec{\omega}}_{o2D} = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\omega}_{o2Dz} \end{pmatrix}$$

Wieder werden die Beschleunigungsbeträge im Gelenk bestimmt und für jeden Zeitpunkt gleichgesetzt.

$$|\vec{a}_{og2D}| = |\vec{a}_{ug2D}| \quad (4.1)$$

Eine Näherungslösung wird über $f = |\vec{a}_{og2D}| - |\vec{a}_{ug2D}|$ und $f^2 \rightarrow 0$ bestimmt.

$$f^2 = \underbrace{(-\omega_{o2Dz}^2 \cdot x_o - \dot{\omega}_{o2Dz} \cdot y_o + a_{o2Dx})^2}_{b_{ox}} + \underbrace{(\dot{\omega}_{o2Dz}^2 \cdot x_o - \omega_{o2Dz} \cdot y_o + a_{o2Dy})^2}_{b_{oy}} - \underbrace{(-\omega_{u2Dz}^2 \cdot x_u - \dot{\omega}_{u2Dz} \cdot y_u + a_{u2Dx})^2}_{b_{ux}} - \underbrace{(\dot{\omega}_{u2Dz}^2 \cdot x_u - \omega_{u2Dz} \cdot y_u + a_{u2Dy})^2}_{b_{uy}} \quad (4.2)$$

Die partiellen Ableitungen für das Näherungsverfahren lauten:

$$\frac{\partial f^2}{\partial x_o} = -2\omega_{o2Dz}^2 \cdot b_{ox} + 2\dot{\omega}_{o2Dz} \cdot b_{oy} \quad (4.3)$$

$$\frac{\partial f^2}{\partial y_o} = -2\dot{\omega}_{o2Dz}^2 \cdot b_{ox} - 2\omega_{o2Dz}^2 \cdot b_{oy} \quad (4.4)$$

$$\frac{\partial f^2}{\partial x_u} = 2\omega_{u2Dz}^2 \cdot b_{ux} + 2\dot{\omega}_{u2Dz} \cdot b_{uy} \quad (4.5)$$

$$\frac{\partial f^2}{\partial y_u} = 2\dot{\omega}_{u2Dz}^2 \cdot b_{ux} - 2\omega_{u2Dz}^2 \cdot b_{uy} \quad (4.6)$$

Zuletzt müssen die gefundenen Gelenkpositionen zurück in die lokalen Koordinatensysteme überführt werden:

$$\vec{x}_{o3D} = x_o \cdot \vec{e}_{o1} + y_o \cdot \vec{e}_{o2} \quad (4.7)$$

$$\vec{x}_{u3D} = x_u \cdot \vec{e}_{u1} + y_u \cdot \vec{e}_{u2} \quad (4.8)$$

3.3.1.2 Berechnung der Gelenkachsen

Wie im vorherigen Abschnitt beschrieben, unterscheidet sich die Winkelgeschwindigkeit zweier durch ein Gelenk verbundener Körper nur durch die Gelenkbewegung selbst. Sofern ein Scharniergelenk vorliegt, die Gelenkbewegung also auf eine Achse beschränkt ist, kann die gemeinsame Winkelgeschwindigkeit also über eine Projektion der Winkelgeschwindigkeiten der Segmente in die Gelenkebene bestimmt werden ($\vec{\omega}_o \times \vec{j}_o$, $\vec{\omega}_u \times \vec{j}_u$). Die Achsen \vec{j}_o und \vec{j}_u sind in den jeweiligen Sensorkoordinaten dargestellt und unterscheiden sich in ihrer Orientierungen. Entsprechend können die Winkelgeschwindigkeiten beider Segmente nicht direkt verglichen werden. Bei der Verwendung von Beträgen ist die Orientierung jedoch nicht relevant. Die Differenz der Beträge der projizierten Winkelgeschwindigkeiten muss deshalb gegen 0 tendieren.

Ansatz:

$$f = |\vec{\omega}_o \times \vec{j}_o| - |\vec{\omega}_u \times \vec{j}_u| \stackrel{!}{=} 0 \leftrightarrow f^2 \stackrel{!}{=} 0 \quad (5.1)$$

Durch die Verwendung von Kugelkoordinaten können die Nebenbedingungen $|\vec{j}_o| = 1$ und $|\vec{j}_u| = 1$ integriert werden ohne nicht-holonome Zwangsbedingungen zu erhalten. Für die beiden Gelenkachsen wird $r = 1$ gesetzt. Mit dem Polarwinkel $\Theta \in [0; \pi]$ und Azimutwinkel $\varphi \in [-\pi; \pi]$

ergeben sich:

$$\vec{j}_o = \begin{pmatrix} r \cdot \sin\Theta_o \cdot \cos\varphi_o \\ r \cdot \sin\Theta_o \cdot \sin\varphi_o \\ r \cdot \cos\Theta_o \end{pmatrix} \text{ und } \vec{j}_u = \begin{pmatrix} r \cdot \sin\Theta_u \cdot \cos\varphi_u \\ r \cdot \sin\Theta_u \cdot \sin\varphi_u \\ r \cdot \cos\Theta_u \end{pmatrix} \quad (5.2)$$

Damit folgt f^2 aus den Beträgen der projizierten Winkelgeschwindigkeiten:

$$|\vec{\omega}_o \times \vec{j}_o| = \left| \begin{pmatrix} \omega_{ox} \\ \omega_{oy} \\ \omega_{oz} \end{pmatrix} \times \begin{pmatrix} \sin\Theta_o \cdot \cos\varphi_o \\ \sin\Theta_o \cdot \sin\varphi_o \\ \cos\Theta_o \end{pmatrix} \right| = \left| \begin{pmatrix} \omega_{oy} \cos\Theta_o & -\omega_{oz} \sin\Theta_o \sin\varphi_o \\ \omega_{oz} \sin\Theta_o \cos\varphi_o & -\omega_{ox} \cos\Theta_o \\ \omega_{ox} \sin\Theta_o \sin\varphi_o & -\omega_{oy} \sin\Theta_o \cos\varphi_o \end{pmatrix} \right|$$

Die Terme werden substituiert:

$$b_{ox} := \omega_{oy} \cos\Theta_o - \omega_{oz} \sin\Theta_o \sin\varphi_o$$

$$b_{oy} := \omega_{oz} \sin\Theta_o \cos\varphi_o - \omega_{ox} \cos\Theta_o$$

$$b_{oz} := \omega_{ox} \sin\Theta_o \sin\varphi_o - \omega_{oy} \sin\Theta_o \cos\varphi_o$$

$$|\vec{\omega}_o \times \vec{j}_o| = \sqrt{b_{ox}^2 + b_{oy}^2 + b_{oz}^2} \quad (5.3)$$

$$|\vec{\omega}_u \times \vec{j}_u| = \left| \begin{pmatrix} \omega_{ux} \\ \omega_{uy} \\ \omega_{uz} \end{pmatrix} \times \begin{pmatrix} \sin\Theta_u \cdot \cos\varphi_u \\ \sin\Theta_u \cdot \sin\varphi_u \\ \cos\Theta_u \end{pmatrix} \right| = \left| \begin{pmatrix} \omega_{uy} \cos\Theta_u - \omega_{uz} \sin\Theta_u \sin\varphi_u \\ \omega_{uz} \sin\Theta_u \cos\varphi_u - \omega_{ux} \cos\Theta_u \\ \omega_{ux} \sin\Theta_u \sin\varphi_u - \omega_{uy} \sin\Theta_u \cos\varphi_u \end{pmatrix} \right| \quad (5.4)$$

Wiederum wird substituiert:

$$b_{ux} := \omega_{uy} \cos\Theta_u - \omega_{uz} \sin\Theta_u \sin\varphi_u$$

$$b_{uy} := \omega_{uz} \sin\Theta_u \cos\varphi_u - \omega_{ux} \cos\Theta_u$$

$$b_{uz} := \omega_{ux} \sin\Theta_u \sin\varphi_u - \omega_{uy} \sin\Theta_u \cos\varphi_u$$

$$|\vec{\omega}_u \times \vec{j}_u| = \sqrt{b_{ux}^2 + b_{uy}^2 + b_{uz}^2} \quad (5.5)$$

Es folgt nun:

$$f^2 = b_{ox}^2 + b_{oy}^2 + b_{oz}^2 - (b_{ux}^2 + b_{uy}^2 + b_{uz}^2) \quad (5.6)$$

Resubstitution ergibt:

$$\begin{aligned} f^2 &= (\omega_{oy} \cos\Theta_o - \omega_{oz} \sin\Theta_o \sin\varphi_o)^2 + (\omega_{oz} \sin\Theta_o \cos\varphi_o - \omega_{ox} \cos\Theta_o)^2 \\ &\quad + (\omega_{ox} \sin\Theta_o \sin\varphi_o - \omega_{oy} \sin\Theta_o \cos\varphi_o)^2 - (\omega_{uy} \cos\Theta_u - \omega_{uz} \sin\Theta_u \sin\varphi_u)^2 \\ &\quad - (\omega_{uz} \sin\Theta_u \cos\varphi_u - \omega_{ux} \cos\Theta_u)^2 - (\omega_{ux} \sin\Theta_u \sin\varphi_u - \omega_{uy} \sin\Theta_u \cos\varphi_u)^2 \end{aligned} \quad (5.7)$$

Die partiellen Ableitungen lauten damit:

$$\begin{aligned} \frac{\partial f^2}{\partial \Theta_o} &= 2b_{ox} (\omega_{oy} (-\sin\Theta_o) - \omega_{oz} \sin\varphi_o \cos\Theta_o) \\ &\quad + 2b_{oy} (\omega_{oz} \cos\varphi_o \cos\Theta_o - \omega_{ox} (-\sin\Theta_o)) + 2b_{oz} (\omega_{ox} \sin\varphi_o \cos\Theta_o - \omega_{oy} \cos\varphi_o \cos\Theta_o) \end{aligned} \quad (5.8)$$

$$\begin{aligned} \frac{\partial f^2}{\partial \varphi_o} &= 2b_{ox} (-\omega_{oz} \sin\Theta_o \cos\varphi_o) \\ &\quad + 2b_{oy} (\omega_{oz} \sin\Theta_o (-\sin\varphi_o)) + 2b_{oz} (\omega_{ox} \sin\Theta_o \cos\varphi_o - \omega_{oy} \sin\Theta_o (-\sin\varphi_o)) \end{aligned} \quad (5.9)$$

$$\begin{aligned} \frac{\partial f^2}{\partial \Theta_u} &= -2b_{ux} (\omega_{uy} (-\sin\Theta_u) - \omega_{uz} \sin\varphi_u \cos\Theta_u) \\ &\quad - 2b_{uy} (\omega_{uz} \cos\varphi_u \cos\Theta_u - \omega_{ux} (-\sin\Theta_u)) - 2b_{uz} (\omega_{ux} \sin\varphi_u \cos\Theta_u - \omega_{uy} \cos\varphi_u \cos\Theta_u) \end{aligned} \quad (5.10)$$

$$\frac{\partial f^2}{\partial \varphi_u} = -2b_{ux}(-\omega_{uz}\sin\Theta_u \cos\varphi_u) - 2b_{uy}(\omega_{uz}\sin\Theta_u(-\sin\varphi_u)) - 2b_{uz}(\omega_{ux}\sin\Theta_u \cos\varphi_u - \omega_{uy}\sin\Theta_u(-\sin\varphi_u)) \quad (5.11)$$

Eine Lösung kann nun wieder über mehrere Datenpunkte mit einem Iterationsverfahren berechnet werden.

3.3.2 Überprüfung der Lösungen des Algorithmus

Zur Überprüfung der Zuverlässigkeit des Algorithmus werden beispielhaft Lösungen für das rechte Kniegelenk untersucht. Die Daten entstammen einer Messung mit einer nicht-amputierten Probandin. Für die prothesenseitige Achsen- und Gelenkpositionsrechnung konnte durch das ideale Scharniergelenk stets eine zuverlässige Konvergenz der Lösung erzielt werden. Die Betrachtung eines physiologischen Gelenks stellt somit ein worst-case-Szenario dar. Für die Untersuchung wurden verschiedene Kalibrierbewegungen ausgeführt und die Messdaten zur Berechnung der Lösungen herangezogen. Die Darstellung der Ergebnisse beschränkt sich jedoch auf drei ausgewählte Bewegungen.

3.3.2.1 Analyse des Lösungsraums

Um die Plausibilität der errechneten Gelenkpositionen und -achsen zu untersuchen wird im Folgenden der Lösungsraum um die gefundene Näherung untersucht. Dadurch können weiterhin Rückschlüsse auf den Einfluss unterschiedlicher Kalibrierbewegungen gezogen werden. Für die Gelenkpositionen der beiden Sensoren liegt ein sechsdimensionaler Lösungsraum vor. Um eine Abbildung zu ermöglichen, werden für die Analyse jeweils fünf Parameter der errechneten Lösung festgehalten, während der sechste variiert wird. Die errechneten Gelenkachsen der Sensoren sind durch vier Winkel beschrieben. Dabei handelt es sich jeweils um einem Polar- und einen Azimutwinkel der Kugelkoordinaten des oberen und des unteren Segments. Es resultiert ein vierdimensionaler Lösungsraum, der analog zum Lösungsraum der Gelenkposition untersucht wird. Bei ausreichender numerischer Stabilität des Problems, weist die Lösungskurve jeder einzelnen Komponente ein eindeutiges Minimum auf, das mit der gefundenen Positionscoordinate oder dem errechneten Winkel übereinstimmt. Für die Gelenkposition erfolgt die Variation in 50 cm Abstand zur errechneten Lösung bei einer Schrittweite von 5 mm. Eine höhere Auflösung ändert die Ergebnisse dabei nicht, da auch bei sehr kleiner Schrittweite in einem engeren Bereich keine Störungen überlagert waren. Für die Untersuchung der Achse wurde die Lösung ausgehend von dem errechneten Winkel jeweils um π bei einer Schrittweite von 0,008 rad variiert (entspricht etwa 0,5°).

3.3.2.1.1 Kalibrierbewegung Kniebeugen

Für die Kalibrierbewegung Kniebeugen werden beide Knie gleichzeitig aus dem Stand unter Körperlast flektiert. Es ergeben sich bei isolierter Variation der jeweiligen Parameter die folgenden Verläufe für die Lösungsräume der Gelenkposition und der Gelenkachse.

Dabei wird deutlich, dass besonders bei der Gelenkachsenberechnung lokale Minima auftreten die eine Konvergenz der Lösung erschweren können. Als Gründe für die auch in weiteren Messungen reproduzierbaren Minima wird die temporäre Sensormigration durch Muskelkontraktion vermutet, welche beim Kniebeugen sehr prominent ist. Das Kniebeugen eignet sich damit nur eingeschränkt als Kalibrierbewegung.

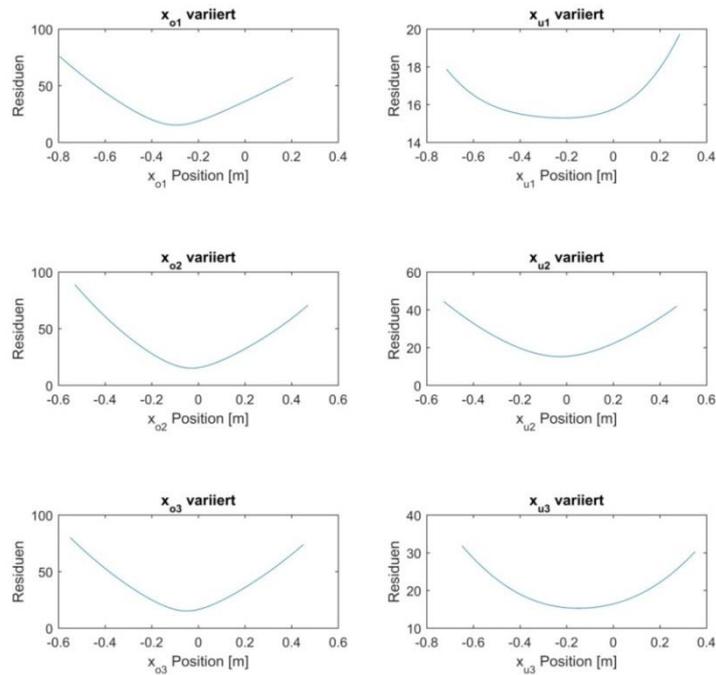


Abbildung 21 Lösungsraum der Gelenkposition bei der Kalibrierbewegung Kniebeugen

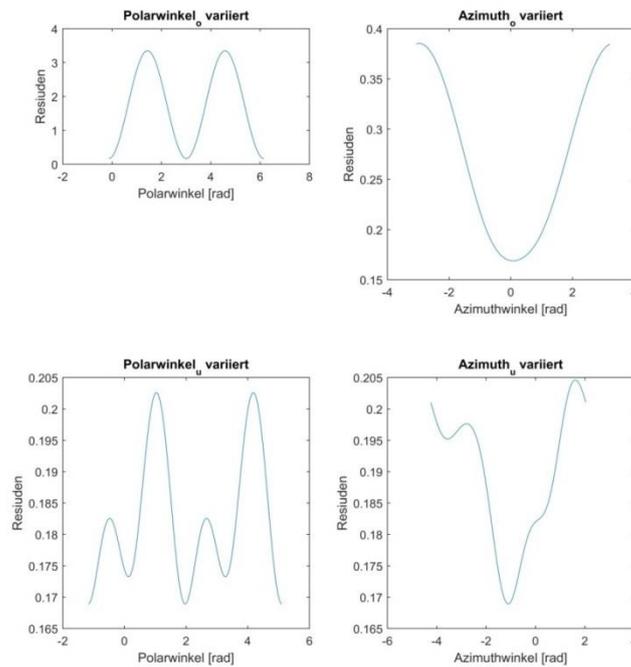


Abbildung 22 Lösungsraum der Gelenkachsenschtzung bei der Kalibrierbewegung Kniebeugen

3.3.2.1.2 Kalibrierbewegung Radfahren

Für die Kalibrierbewegung Radfahren wird auf dem Rücken liegend eine Kurbelbewegung mit beiden Füßen in der Luft ausgeführt. Es ergeben sich bei isolierter Variation der jeweiligen Parameter die folgenden Verläufe für die Lösungsräume der Gelenkposition und der Gelenkachse (Abbildung 23 und Abbildung 24).

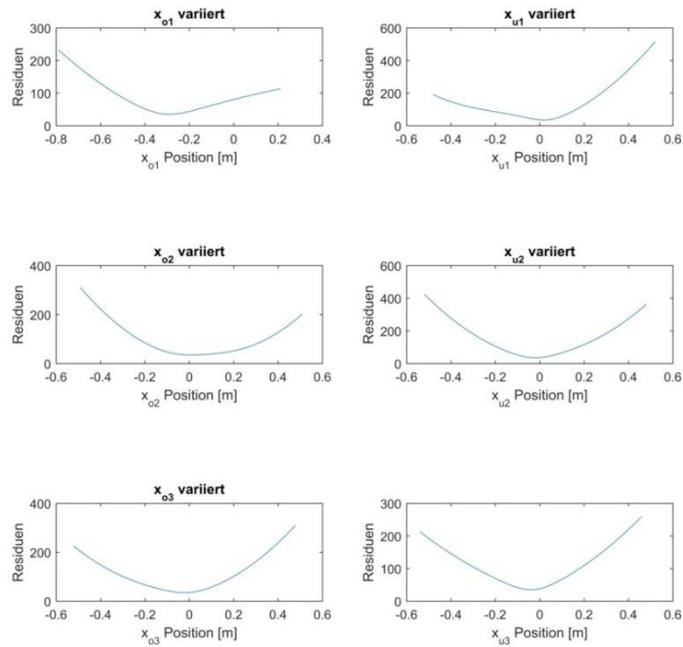


Abbildung 23 Lösungsraum der Gelenkposition bei der Kalibrierbewegung Radfahren

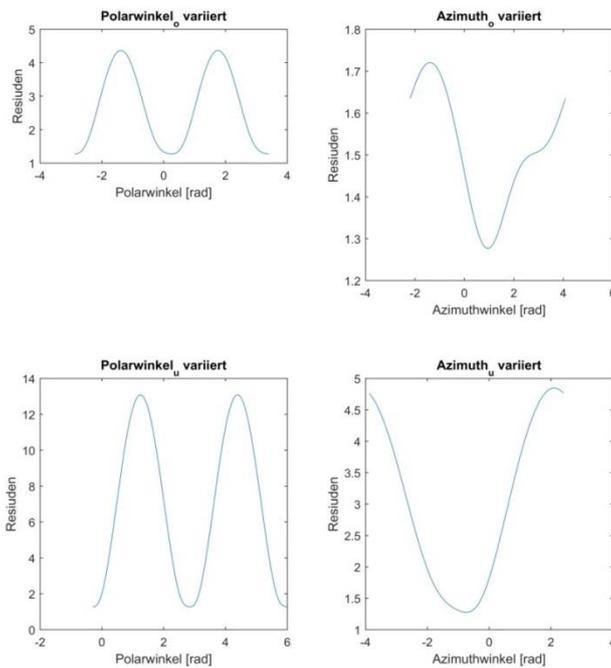


Abbildung 24 Lösungsraum der Gelenkachse bei der Kalibrierbewegung Radfahren

Beim Radfahren wird eine gute Konvergenz der Lösung sichergestellt. Eine langsame, gleichmäßige Ausführung der Bewegung begünstigt die Güte durch die geringere Weichteilbewegung. Da das Liegen auf dem Laborboden für Probandenmessungen impraktikabel sein kann, ist das simulierte Radfahren als Kalibrierbewegung nur eingeschränkt zu empfehlen.

3.3.2.1.3 Kalibrierbewegung Schwingen

Für die Kalibrierbewegung Schwingen wird das betreffende Bein angehoben und unter Flexions- und Extensionsbewegungen im Knie durch den Raum bewegt. Es ergeben sich bei isolierter Variation der jeweiligen Parameter die folgenden Verläufe für die Lösungsräume der Gelenkposition und der Gelenkachse.

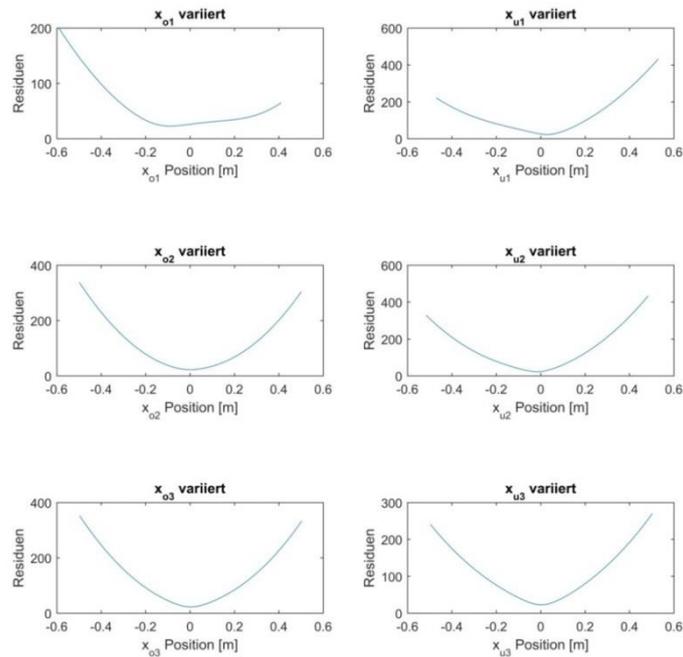


Abbildung 25 Lösungsraum der Gelenkposition bei der Kalibrierbewegung Schwingen

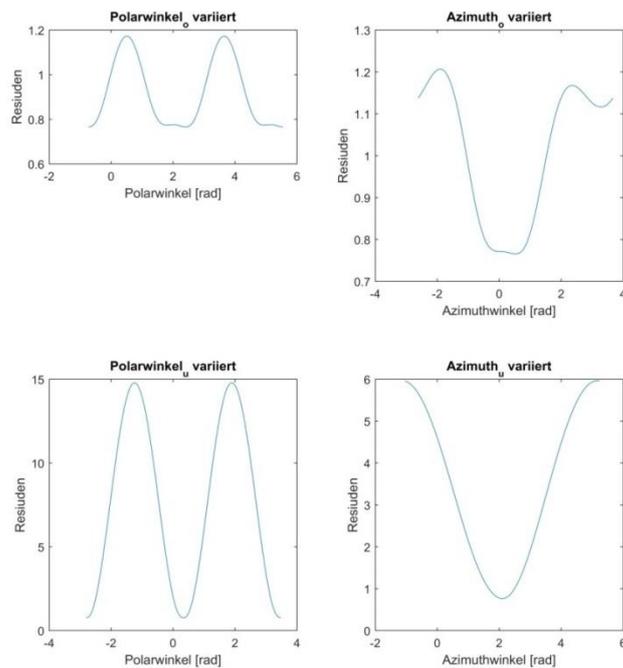


Abbildung 26 Lösungsraum der Gelenkachse bei der Kalibrierbewegung Schwingen

Beim Schwingen werden geringfügige Tendenzen zu lokalen Minima bei den Gelenkpositions- und Gelenkachsenparametern deutlich. Insgesamt kann dennoch von einer guten Konvergenz ausgegangen werden. Durch eine langsame und gleichmäßige Ausführung der Bewegung können die Weichteilbewegung verringert und die Güte erhöht werden. Da die Bewegung für die Probanden sehr leicht auszuführen ist, eignet sie sich am besten als Kalibrierbewegung für die folgenden Studien.

3.3.2.2 Vergleich unterschiedlicher Kalibrierbewegungen

Wie beschrieben fußt der Algorithmus auf der Annahme, dass der gemeinsame Pol der Gelenkbewegung, von den an den Segmenten angebrachten Sensoren aus gesehen, die gleiche Bewegung vollführt. Für die Berechnung von Gelenkpositionen und Gelenkachsen wurden die Beschleunigung genutzt, um das Problem unterschiedlicher Sensororientierungen zu umgehen. Deshalb sollen im Folgenden die Beschleunigungsbeträge von zwei Sensoren im gemeinsamen Gelenk verglichen werden, um einen Überblick über die Güte der Ergebnisse zu erhalten und den Einfluss der verschiedenen Kalibrierbewegung zu bewerten. Es werden dabei die gleichen Daten wie im vorherigen Kapitel untersucht. Unter Nutzung desselben repräsentativen Schritts aus dem Datensatz wurden also die Beschleunigungsbeträge des oberen und unteren Sensors bei Verwendung der drei unterschiedlichen Kalibrierbewegungen berechnet.

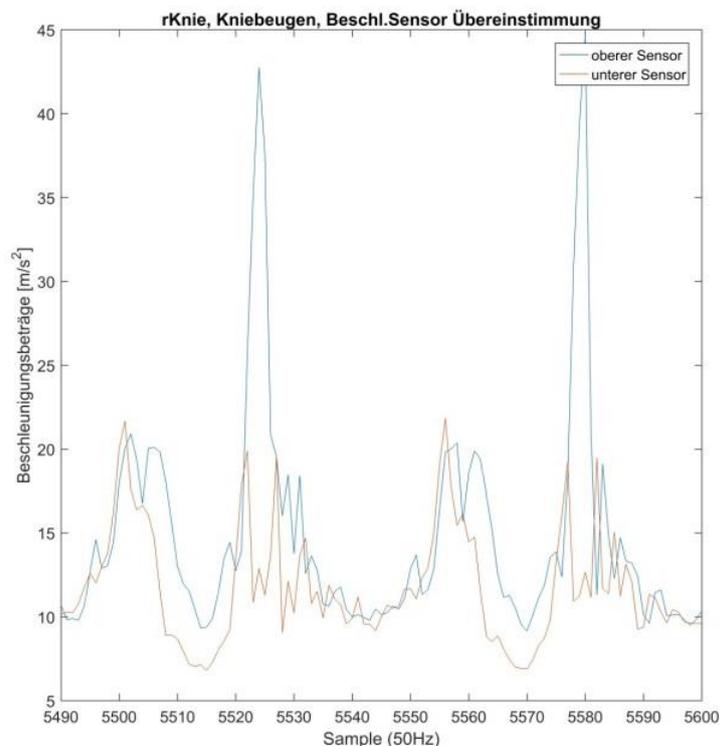


Abbildung 27 Übereinstimmung der Beschleunigungsbeträge im Gelenk für einen repräsentativen Schritt bei der Kalibrierbewegung Kniebeugen

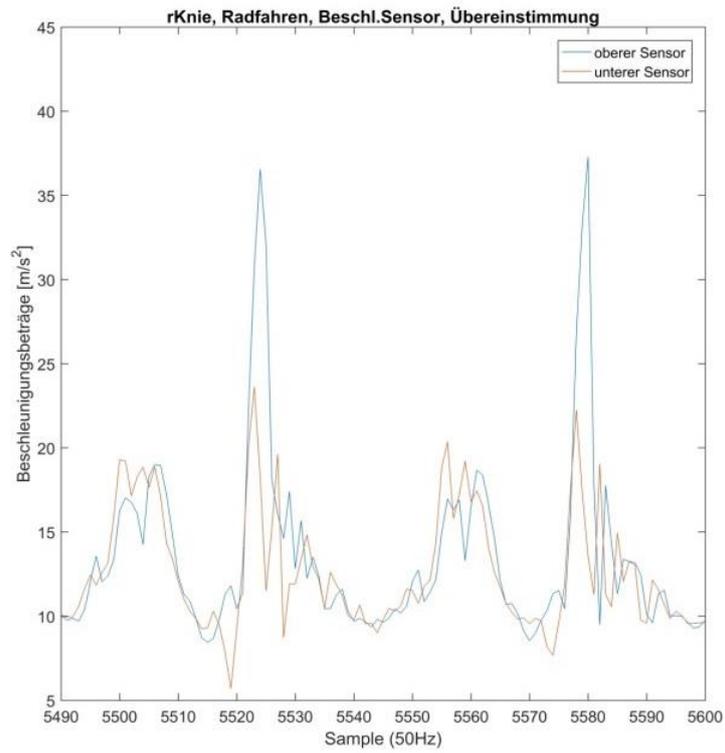


Abbildung 28 Übereinstimmung der Beschleunigungsbeträge im Gelenk für einen repräsentativen Schritt bei der Kalibrierbewegung Radfahren

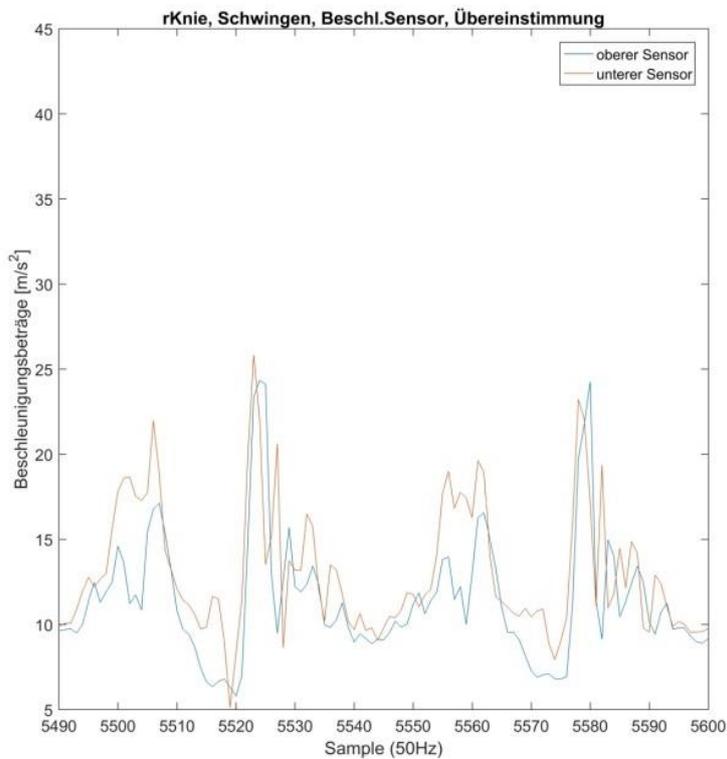


Abbildung 29 Übereinstimmung der Beschleunigungsbeträge im Gelenk für einen repräsentativen Schritt bei der Kalibrierbewegung Schwingen

Es wird deutlich, dass bei der Kalibrierung durch die Bewegung Kniebeugen die höchsten Peaks des Oberschenkel-Sensors auftreten. Dies liegt in der Querschnittsänderung des Oberschenkelmuskels begründet, die beim Kniebeugen sehr prominent ist und so zu einer temporären Sensormigration führt. Bei der Bewegung Schwingen treten die kleinsten Peaks des oberen Sensors auf, allerdings stimmen die Verläufe der beiden Sensoren schlechter miteinander überein, als bei der Bewegung Radfahren. Dies unterstreicht die Forderung nach einer sauberen Ausführung der für die Studien gewählten Kalibrierbewegung Schwingen unter Anregung aller relevanten Freiheitsgrade.

3.3.3 Berechnung der Gelenkwinkel in Hauptbewegungsrichtung

Nachdem die Gelenkpositionen und -achsen in den lokalen Sensorkoordinatensystemen bestimmt wurden, schließt sich die Berechnung der Gelenkwinkel über eine Projektion $\vec{\omega}$ der Winkelgeschwindigkeit $\vec{\omega}$ auf die jeweilige Gelenkachse \vec{j} an. Für das obere Segment gilt:

$$\vec{\omega}_o = \frac{\vec{\omega}_o \circ \vec{j}_o}{|\vec{j}_o|^2} \cdot \vec{j}_o, \text{ da } |\vec{j}_o| = 1, \text{ folgt } \vec{\omega}_o = (\vec{\omega}_o \circ \vec{j}_o) \cdot \vec{j}_o \quad (6.1)$$

Aus der Differenz der projizierten Winkelgeschwindigkeiten lässt sich der Gelenkwinkel ermitteln. Dazu werden die Beträge genutzt und integriert:

$$|\vec{\omega}| = \vec{\omega}_o \circ \vec{j}_o \quad (6.2)$$

$$\alpha_{\text{gyr}} = \int_0^t \vec{\omega}_o \circ \vec{j}_o - \vec{\omega}_u \circ \vec{j}_u dt \quad (6.3)$$

Zusätzlich erfolgt die Gelenkwinkelberechnung über die Beschleunigungen im Gelenkpol. Diese unterscheiden sich, wie erwähnt, nur durch die unterschiedliche Ausrichtung der lokalen Sensorkoordinatensysteme, die sich mit dem Gelenkwinkel ändert. Zuerst werden die Beschleunigungen \vec{a} mit der Euler'schen Bewegungsgleichung für starre Körper in den Gelenkpol transformiert:

$$\vec{a}_{oG} = \vec{a}_o + \dot{\vec{\omega}}_o \times \vec{r}_o + \vec{\omega}_o \times (\vec{\omega}_o \times \vec{r}_o) \quad (6.4)$$

$$\vec{a}_{uG} = \vec{a}_u + \dot{\vec{\omega}}_u \times \vec{r}_u + \vec{\omega}_u \times (\vec{\omega}_u \times \vec{r}_u) \quad (6.5)$$

Mit Hilfe eines beliebigen, zu \vec{j}_o und \vec{j}_u nicht parallelen Vektors \vec{c} werden zwei zweidimensionale Koordinatensysteme in der Gelenkebene aufgespannt. Die Koordinatensysteme bleiben dabei gegeneinander verdreht.

$$\vec{e}_{o1} = \vec{c} \times \vec{j}_o \quad (6.6)$$

$$\vec{e}_{o2} = \vec{e}_{o1} \times \vec{j}_o \quad (6.7)$$

$$\vec{e}_{u1} = \vec{c} \times \vec{j}_u \quad (6.8)$$

$$\vec{e}_{u2} = \vec{e}_{u1} \times \vec{j}_u \quad (6.9)$$

Mit zum Beispiel $\vec{c} = \vec{j}_o \times \vec{j}_u$.

Die Beschleunigungen werden in das jeweilige System projiziert.

$$\vec{a}_{oG2D} = \begin{pmatrix} \vec{a}_{oG} \circ \vec{e}_{o1} \\ \vec{a}_{oG} \circ \vec{e}_{o2} \end{pmatrix} \quad (6.10)$$

$$\vec{a}_{uG2D} = \begin{pmatrix} \vec{a}_{uG} \circ \vec{e}_{u1} \\ \vec{a}_{uG} \circ \vec{e}_{u2} \end{pmatrix} \quad (6.11)$$

Der Gelenkwinkel kann nun als Winkel zwischen den beiden Beschleunigungsvektoren berechnet werden.

$$\alpha_{\text{acc}} = \cos^{-1} \left(\frac{\vec{a}_{oG2D} \circ \vec{a}_{uG2D}}{|\vec{a}_{oG2D}| \cdot |\vec{a}_{uG2D}|} \right) \quad (6.12)$$

Da bei dieser Berechnung ein Umschlag an der 0°-Linie erfolgt (z.B. bei Hyperextension des Kniegelenks), kann alternativ auf den Arkustangens mit zwei Argumenten zurückgegriffen werden.

$$\alpha_{\text{acc}} = \tan^{-1} \left(\frac{x_{aoG2D} \cdot y_{auG2D} - y_{aoG2D} \cdot x_{auG2D}}{x_{aoG2D} \cdot x_{auG2D} + y_{aoG2D} \cdot y_{auG2D}} \right) \quad (6.13)$$

$$\text{Mit } \vec{a}_{oG2D} = \begin{pmatrix} x_{aoG2D} \\ y_{aoG2D} \end{pmatrix} \text{ und } \vec{a}_{uG2D} = \begin{pmatrix} x_{auG2D} \\ y_{auG2D} \end{pmatrix} \text{ sowie } \tan^{-1} \left(\frac{y}{x} \right) = \begin{cases} \tan^{-1} \left(\frac{y}{x} \right) & \text{für } x > 0 \\ \tan^{-1} \left(\frac{y}{x} \right) + \pi & \text{für } x < 0; y \geq 0 \\ \tan^{-1} \left(\frac{y}{x} \right) - \pi & \text{für } x < 0; y > 0 \\ \frac{\pi}{2} & \text{für } x = 0; y > 0 \\ -\frac{\pi}{2} & \text{für } x = 0; y < 0 \\ 0 & \text{für } x = 0; y = 0 \end{cases}$$

3.3.3.1 Sensorfusion

Für die Sensorfusion der berechneten Gelenkwinkel aus Accelerometer- und Gyroskopdaten wurde ein Kalman-Filter implementiert. Die Darstellung der umfangreichen Filtergleichungen soll hier nicht erfolgen, da sie in der Literatur vielfach beschrieben wurden (z.B. [50]). Es werden hier deshalb nur der Zustandsvektor \vec{x} und die Dynamikmatrix A angegeben. Dabei wurde eine konstante Winkelgeschwindigkeit zwischen zwei Zustandsschätzungen angenommen. Auf eine Zugabe eines Rauschterms bei den Beschleunigungen zur Stabilisierung der Zustandsschätzung konnte weiterhin verzichtet werden.

$$\bar{x} = \begin{pmatrix} \alpha_{\text{acc}} \\ \omega_{\text{gyr}} \end{pmatrix} \quad \text{und} \quad A = \begin{bmatrix} 1 & T \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (7.1)$$

Die Filtergewichte wurden aus Testmessungen bestimmt und durch systematische Variation optimiert.

3.3.3.2 Limitation

Der mit diesem Ansatz berechnete sagittale Kniewinkel aus dem Kalmanfilter (Abbildung 30 α_{KF_y}) zeigte in einigen Fällen einen erhöhten Bewegungsumfang, behielt dabei allerdings eine dem Ideal sehr ähnliche Form, wodurch der zugrundeliegende Fehler schwer zu detektieren war. Schließlich konnte bestätigt werden, dass dafür der Winkel verantwortlich ist, der aus den Accelerometerdaten berechnet wird. Dieser ist im gegebenen Beispiel mit dem aus den Gyroskopdaten direkt integrierten, driftbehafteten Winkel verglichen. Der Verlauf des Sagittalwinkels aus den Gyroskopdaten α_{Gyr_y} gibt einen typischen Knieflexionswinkel mit üblichem Bewegungsumfang wieder. Der Verlauf des sagittalen Winkels aus Accelerometerdaten α_{Acc_y} und die zugehörige geglättete Kurve $\alpha_{Accfilt_y}$ (5Hz Tiefpass) zeigen demgegenüber einen erhöhten Bewegungsumfang. Dies ist durch einen stark fehlerbehafteten Winkel aus Accelerometerdaten in der Frontalebene α_{Acc_x} begründet. In der zugehörigen geglätteten Kurve $\alpha_{Accfilt_x}$ (5Hz Tiefpass) zeigt sich ein Bewegungsumfang von um 160° . Falls nun die Achsenschatzung, die eigentlich die medio-laterale Achse bestimmen soll, fälschlicherweise ein Stück weit auf der anterior-posterior Achse liegt, streut der Frontalwinkel aus Accelerometerdaten über den Kalman-Filter in die Kniewinkelberechnung der Sagittalebene ein.

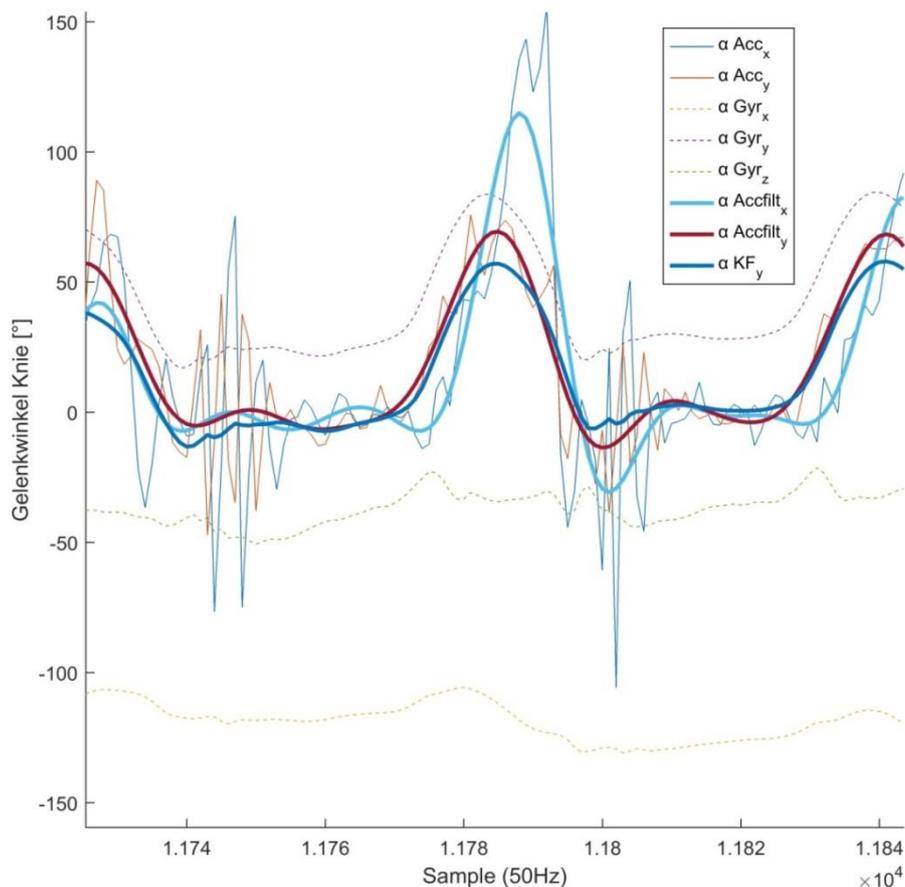


Abbildung 30 Kniewinkel in der Sagittalebene aus Accelerometer- und Gyroskopdaten

Um diesem Problem zu begegnen, sollen im Folgenden die Gelenkwinkel in den einzelnen Körperebenen genauer betrachtet werden. Dabei ist die Gelenkachsenschätzung entscheidend, da sie diese Ebenen definiert. Weiterhin ist sie stark von der Kalibrierbewegung, der Sensoranbringung und der Weichteilgewebeverschiebung abhängig und dadurch sehr fehleranfällig. Sie soll deshalb durch einen Orientierungsnullabgleich der Sensoren ersetzt werden, bei dem die Körperachsen als Gelenkachsen angenommen werden. Dadurch zeigen alle z-Achsen in Richtung der Erdbeschleunigung und alle x-Achsen nach anterior, woraus dann die Ausrichtung der medio-lateralen Achse resultiert. Während sich mit der bisherigen Variante nur die Hauptbewegungsachse jedes Gelenks auswerten ließ, kann mit dem Körperachsen-Ansatz eine Projektion des Winkels in alle drei Raumrichtungen erfolgen.

3.3.4 Mehrdimensionale Berechnung der Gelenkwinkel

Alternativ zu vorher beschriebenen Vorgehen für die Hauptbewegungsrichtung, können die Gelenkwinkel auch mehrdimensional berechnet werden. Dazu wird ein Orientierungsnullabgleich genutzt, der die Sensorkoordinatenachsen mit den Körperachsen in Übereinstimmung bringt. Es werden dabei Rotationsmatrizen \vec{R} verwendet, die die Winkelgeschwindigkeiten $\vec{\omega}$ in das neue Koordinatensystem rotieren. Der Gelenkwinkel aus Gyroskopdaten $\vec{\alpha}_{\text{gyr}}$ berechnet sich durch Integration der Winkelgeschwindigkeiten des oberen und unteren Segments.

$$\vec{\alpha}_{\text{gyr}} = \int_0^t \vec{\omega}_{oSEG} - \vec{\omega}_{uSEG} dt \quad (8.1)$$

Dabei ergeben sich beispielsweise $\vec{\omega}_{oSEG}$ und $\vec{\omega}_{uSEG}$ für das linke Kniegelenk zu:

$$\vec{\omega}_{oSEG} = \vec{R}_{LT} \cdot \vec{\omega}_o \quad (8.2)$$

$$\vec{\omega}_{uSEG} = \vec{R}_{LS} \cdot \vec{\omega}_u \quad (8.3)$$

Für die Beschleunigungen ergibt sich der Gelenkwinkel $\vec{\alpha}_{\text{acc}}$ wiederum aus den Projektionen des Beschleunigungsvektors des oberen und unteren Sensors auf die jeweilige Körperebene. Dadurch dass Körperachsen und Sensorkoordinatenachsen übereinstimmen, können die jeweiligen Winkel über den Arkustangens mit zwei Argumenten direkt aus den rotierten Beschleunigungskomponenten berechnet werden.

$$\alpha_{\text{acc, x}} = \tan 2^{-1} \left(\begin{array}{l} y_{aoG} \cdot z_{auG} - z_{aoG} \cdot y_{auG} \\ y_{aoG} \cdot y_{auG} + z_{aoG} \cdot z_{auG} \end{array} \right) \quad (8.4)$$

$$\alpha_{\text{acc, y}} = \tan 2^{-1} \left(\begin{array}{l} z_{aoG} \cdot x_{auG} - x_{aoG} \cdot z_{auG} \\ x_{aoG} \cdot x_{auG} + z_{aoG} \cdot z_{auG} \end{array} \right) \quad (8.5)$$

$$\alpha_{\text{acc, z}} = \tan 2^{-1} \left(\begin{array}{l} x_{aoG} \cdot y_{auG} - y_{aoG} \cdot x_{auG} \\ x_{aoG} \cdot x_{auG} + y_{aoG} \cdot y_{auG} \end{array} \right) \quad (8.6)$$

An dieser Stelle muss erwähnt werden, dass der aus einer Projektion von Vektoren resultierende Winkel nicht mit dem aus einer Integration von Winkelgeschwindigkeiten resultierenden Winkel

übereinstimmen muss. Ist zum Beispiel die aktuelle Rotationsachse eines Sensors mit dem aktuellen Beschleunigungsvektor identisch, ändert sich zwar der aus den Differenzen der Winkelgeschwindigkeiten integrierte Winkel $\vec{\alpha}_{\text{gyr}}$, jedoch nicht der Winkel $\vec{\alpha}_{\text{acc}}$ aus den Beschleunigungsdifferenzen. Bei kombinierten Rotationen können sich dementsprechend erhebliche Winkelfehler einstellen. Jedoch bewegen sich die Gelenkwinkel beim Gehen periodisch um ihre Ausgangslage, was den genannten Effekt abmildert. Da die Erdbeschleunigung zumeist die Accelerometer Daten dominiert, sind hauptsächlich Winkel in der Transversalebene ($\alpha_{\text{acc}, z}$) betroffen.

3.3.4.1 Orientierungsnullabgleich

Um den erwähnten Orientierungsnullabgleich durchzuführen und somit die Körperachsen zu bestimmen, wurden verschiedene Varianten ausprobiert. In allen Fällen wurde die z-Achse stets zuerst in Richtung der Erdbeschleunigung ausgerichtet. Danach folgte die Festlegung der anterior-posterior Achse auf verschiedenen Wegen. Um den Bereich des Orientierungsnullabgleichs zu bestimmen, wird zunächst ein vorläufiger Gelenkwinkel aus den jeweiligen Winkelgeschwindigkeiten des oberen und unteren Segments ω_o und ω_u berechnet:

$$W(t) = \int |\omega_o(t) - \omega_u(t)| dt \quad (9.1)$$

$$W(0) = 0 \quad (9.2)$$

$$W(t_{\text{end}}) = 0 \quad (9.3)$$

Zur Erfüllung der Randbedingung erfolgt eine Driftkorrektur mit einer linearen Funktion:

$$W_{\text{Korr.}}(t) = W(t) - W(t_{\text{end}}) \cdot \frac{t}{t_{\text{end}}} \quad (9.4)$$

Nun lässt sich grafisch ein Bereich mit einer definierten statischen Pose im Datensatz markieren bei der die Segmentorientierungen bekannt sind. Für die üblicherweise genutzte Neutral-Null-Stellung (Zeitpunkt t_{NA}) kann die Erdbeschleunigung genutzt werden, um die Sensor-z-Achsen in Richtung der gemessenen Beschleunigung auszurichten:

$$\vec{a}(t_{NA}) = \frac{1}{2 \cdot kT} \sum_{t=t_{NA}-k \cdot T}^{t=t_{NA}+k \cdot T} \vec{a}(t) \quad \text{mit z.B. } k = 5 \quad (9.5)$$

In einer ersten Variante wurde die anteriore Sensorausrichtung analog zur Festlegung der z-Achse durch Liegen auf dem Rücken mit Hilfe der Erdbeschleunigung ausgeführt. Es ergibt sich eine sehr gute Übereinstimmung mit den anterior-posterioren, medio-lateralen und cranial-caudalen Achsen des Körpers. Da das beschriebene Vorgehen zwar sehr genau aber durch das Liegen wenig praktikabel ist, wurden alternativ die Magnetometer zur Bestimmung der anterior-posterior Richtung hinzugezogen.

$$\vec{B}(t_{NA}) = \frac{1}{2kT} \sum_{t=t_{NA}-kT}^{t=t_{NA}+kT} \vec{a}(t) \quad (9.6)$$

Dazu wurden nach der Korrektur der z-Achse durch die Erdbeschleunigung alle x-Achsen der Sensoren um die z-Achse in Richtung des Vektors \vec{B}_{NA} rotiert. Da der magnetische Norden nicht mit der anterioren Richtung des Körpers übereinstimmt, verneigt sich der Proband im Anschluss leicht. Für den Thorax- und den Pelvissensor lässt sich somit bestimmen, in welcher Richtung der xy-Ebene die Erdbeschleunigung sichtbar wird. In diese Richtung werden dann alle x-Achsen der Sensoren um die z-Achse rotiert. Falls jedoch Inhomogenitäten im Magnetfeld im Bereich des Körpers existieren, kann diese Art des Orientierungsnullabgleichs eine geringere Qualität aufweisen. Soll dennoch auf das Liegen verzichtet werden, könnten die Körperachsen über eine einmalige Bewegung des jeweiligen Sensors über die Accelerometerdaten bestimmt werden. Das Vorgehen wäre dabei das gleiche wie beim Verneigen für den Thorax- und Pelvissensor, muss allerdings für jeden Sensor wiederholt werden. Die Güte hängt dabei von überlagerten Bewegungen zur Hauptbewegung ab. Insgesamt lässt sich aber festhalten, dass das Ersetzen der Gelenkachsensschätzung mit den beschriebenen Varianten möglich ist.

3.3.4.2 Winkelberechnung in Sagittal- und Frontalebene

Für die Winkelberechnung muss nach der Festlegung der Achsen wiederum die Gelenkpositionen, von den jeweils benachbarten Sensoren aus gesehen, geschätzt werden. Wie erwähnt sind dabei Kalibrierbewegung, Sensoranbringung und Weichteilgewebeverschiebung entscheidend für die Qualität der Positionsschätzung. Um die erreichte Qualität mit dem beschriebenen Schätzalgorithmus zu bewerten, wurden für den im Folgenden betrachteten Beispielschritt die Beschleunigungen im Gelenkpol für beide Sensoren berechnet und miteinander verglichen. Besonders beim Auftreten und Abstoßen entstehen Probleme durch die Weichteilbewegung. In der Standphase (Sample 1.175-1.177x10⁴) und mittleren Schwungphase (um Sample 1.178x10⁴) zeigt sich in Abbildung 31 eine gute Übereinstimmung der Beschleunigungsnorm im Kniegelenk anhand der Verläufe von |a_o GP| und |a_u GP|. Die einzelnen Komponenten weisen in der mittleren Schwungphase jedoch erhebliche Abweichungen auf (um Sample 1.178x10⁴), was auf einen Orientierungsfehler durch die Trägheit der Weichteile bei der Beschleunigung des Beines hindeutet. Die Übereinstimmung kann dennoch als sehr gut eingeschätzt werden.

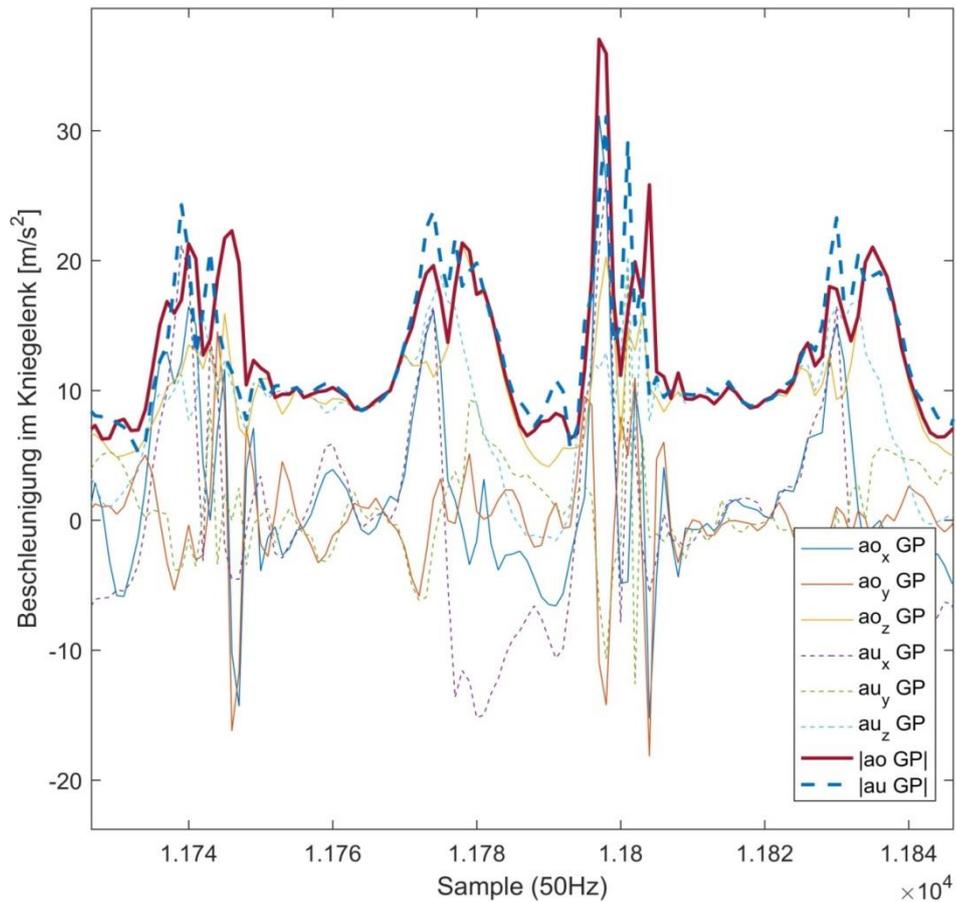


Abbildung 31 Beschleunigungen im geschätzten Kniegelenkspol für einen Beispielschritt für Oberschenkelsensor (ao) und Unterschenkelsensor (au)

Nun kann der aus der Beschleunigung resultierende, fehlerbehaftete Winkel näher untersucht werden. Dazu wurden die Beschleunigungsvektoren im Kniegelenkspol aus den Messdaten des oberen und des unteren Sensors berechnet. Die resultierenden Vektoren wurden anschließend auf die Sagittal- und Frontalebene projiziert. In der Transversalebene wurden keine befriedigenden Ergebnisse erzielt, da durch die Prominenz der meist orthogonalen Erdbeschleunigung dort keine großen Beschleunigungssignale zu finden sind. Der zugehörige Plot ist aus diesem Grund nicht abgebildet. Die dargestellten Plots zeigen wieder den bereits gezeigten Schritt. Auf der unteren Achse ist neben der jeweiligen Richtung des Vektors ebenfalls die Zeit als Startpunkt der Vektoren kodiert (von links nach rechts).

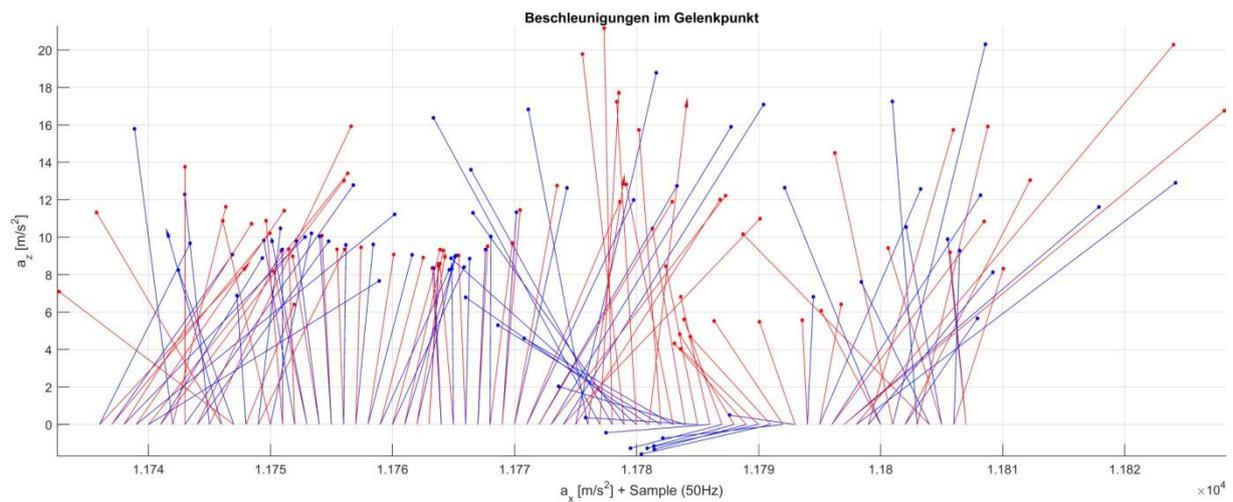


Abbildung 32 Beschleunigungsvektoren in der Sagittalebene des Oberschenkelsensors (rot) und Unterschenkelsensors (blau)

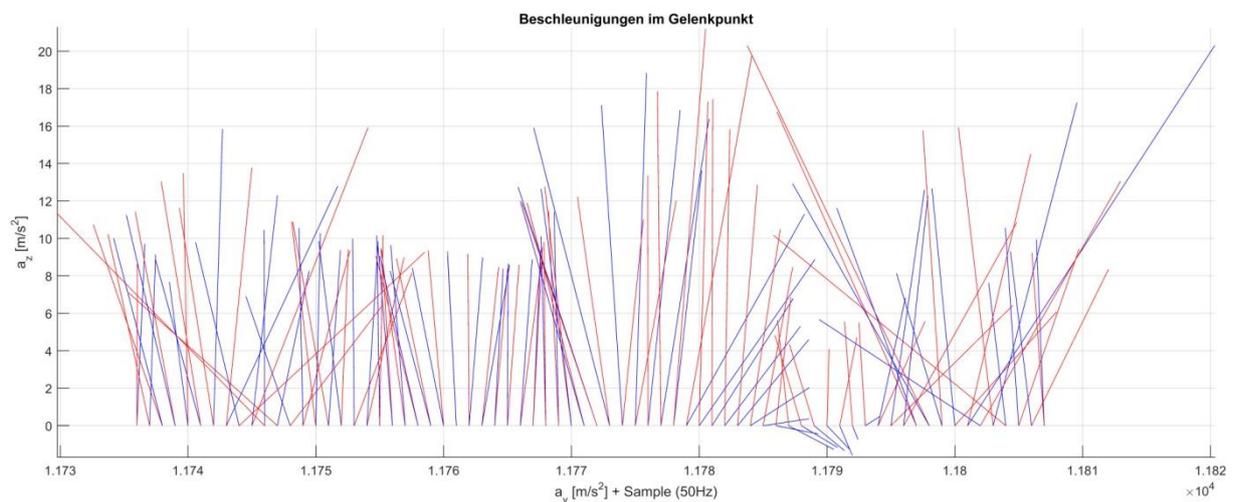


Abbildung 33 Beschleunigungsvektoren in der Frontalebene des Oberschenkelsensors (rot) und Unterschenkelsensors (blau)

Eine gute Übereinstimmung ist hierbei gegeben, wenn die Vektoren des oberen und des unteren Sensors jeweils die gleiche Länge haben. Der Winkel zwischen den Vektoren gibt den Beinwinkel direkt an (Abbildung 32 für die Sagittalebene, Abbildung 33 für die Frontalebene). In der Schwungphase (um 1.179×10^4) zeigt sich die Ursache für die verfälschten Frontalwinkel. Die Beschleunigungen des Unterschenkelsensors (blau) werden sehr klein, wodurch ein geringer Messfehler bereits große Auswirkungen auf die Ausrichtung des Vektors haben kann. Das Bild deutet eher auf einen systematischen Fehler hin, der wahrscheinlich durch die Weichteilverschiebung zustande kommt. Es resultiert ein Umschlag des Winkels in Richtung 180° der keine reale Entsprechung hat. Um dieser Problematik zu begegnen, wurde ein Gütefunktional entwickelt, das die Übereinstimmung der Beschleunigungsnormen angibt. Weiterhin wird dieses Gütefunktional beim Unterschreiten einer Mindestbeschleunigung für einen der beiden Vektoren zu Null gesetzt. Die gesamten Schwungphasen für die Frontalebene wie auch das Abstoßen und Abfangen für die Sagittalebene weisen damit eine Güte von Null auf.

$$J = \begin{cases} 1 - \left| \frac{|a_{oG}| - |a_{uG}|}{|a_{oG}| + |a_{uG}|} \right| & , \text{für } |a_{oG}| > 5m/s^2 \text{ und } |a_{uG}| > 5m/s^2 \\ 0 & , \text{sonst} \end{cases}$$

Das Gütefunktional wurde bisher nicht in den Kalmanfilter integriert. Stattdessen wurde der Kalmanfilter durch einen einfachen linearen Driftausgleich ersetzt, der die Gyroskopdaten integriert, um die Winkel $\alpha_{Gyr,x/y}$ zu erhalten und den Integrationsfehler durch die Winkel aus den Beschleunigungsdaten korrigiert, sofern die aktuelle Güte das zulässt:

$$\alpha_{LDA,k} = \int \vec{\omega} + e dt \quad (10.1)$$

Dabei ist e der Fehler zwischen den Winkeln aus den Accelerometerdaten und dem linearen Driftausgleich, der über die letzten 20 Messwerte gemittelt wird:

$$e = \frac{1}{20} \cdot \sum_{k=1}^{20} (\alpha_{Acc,k} - \alpha_{LDA,k}) \quad (10.2)$$

Für eine durchgeführte Testmessung der mehrdimensionalen Berechnungsvariante sind in Abbildung 34 die Kniewinkel dargestellt. Dabei sind α_{Acc_x} und α_{Acc_y} die ungefilterten frontalen und sagittalen Winkel aus den Beschleunigungen mit starken Oszillation durch Weichteilbewegungen. Die zugehörigen geglätteten Kurven $\alpha_{Accfilt_x}$ und $\alpha_{Accfilt_y}$ wurden mit einem 5 Hz Tiefpass 4. Ordnung gefiltert. Die driftbehafteten Winkel aus den integrierten Gyroskopdaten α_{Gyr_x} , α_{Gyr_y} und α_{Gyr_z} geben den weiteren Input für die Kniewinkelberechnung an. Mit Hilfe des Gütefunktionals und dem linearem Driftausgleich wurde dann der frontale Kniewinkel α_{LDA_x} sowie der sagittale Kniewinkel α_{LDA_y} berechnet. Der Sagittalwinkel stimmt gut mit dem Verlauf des mit dem Kalmanfilter berechneten Winkels α_{KF_y} überein. Der Winkel in der Frontalebene zeigt einen plausiblen Verlauf, der gut mit dem driftbehafteten Winkel aus den Gyroskopdaten übereinstimmt. Insgesamt ist der lineare Driftausgleich mit dem Gütefunktional als gute Alternative zur Implementation des Kalmanfilters zu bewerten. Es können Frontal- und Sagittalebene Winkel verlässlich berechnet werden und die Anfälligkeit für Fehler in den Beschleunigungsdaten ist stark verringert. Der Vorteil gegenüber der Kalmanfilter-Implementierung liegt hier neben der leichten Nachvollziehbarkeit in der einfachen und schnellen Berechnung.

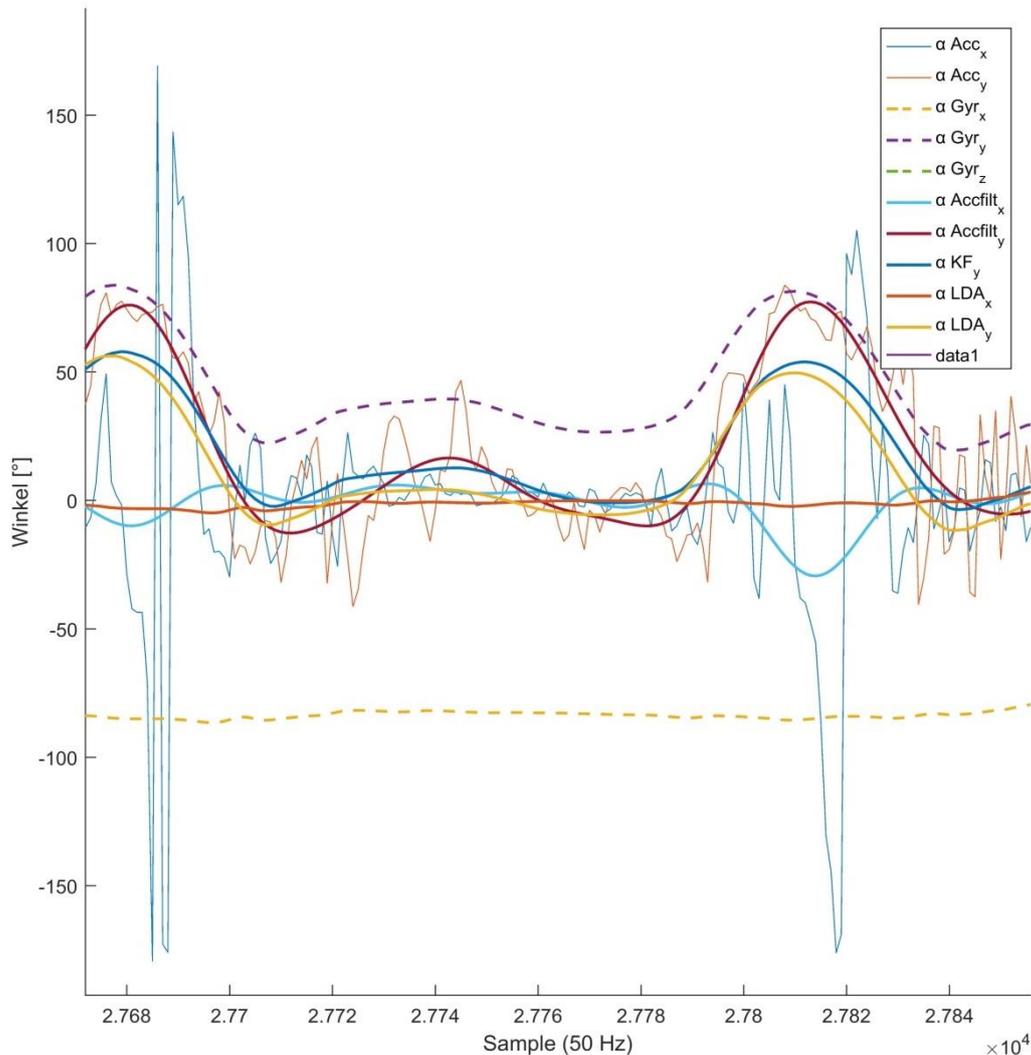


Abbildung 34 Kniewinkel aus Sensorrohdaten der Accelerometer mit Oszillationen (frontal: $\alpha \text{ Acc}_x$, sagittal: $\alpha \text{ Acc}_y$) und der Gyroskope mit Drift (frontal: $\alpha \text{ Gyr}_x$, sagittal: $\alpha \text{ Gyr}_y$, transversal: $\alpha \text{ Gyr}_z$), Kniewinkel aus Sensorrohdaten der Accelerometer nach lowpass-Filter (frontal: $\alpha \text{ Accfilt}_x$, sagittal: $\alpha \text{ Accfilt}_y$), Kniewinkel aus beiden Sensortypen mit linearem Driftausgleich berechnet (frontal: $\alpha \text{ LDA}_x$, sagittal: $\alpha \text{ LDA}_y$) und mit Kalmanfilter berechnet ($\alpha \text{ KF}_y$), Beispielschritt

3.3.5 Diskussion

Die hier vorgestellten Berechnungsmöglichkeiten für Gelenkwinkel aus Inertialsensordaten in kinematischen Ketten aus zwei Segmenten basieren alle auf einem initialen Ansatz nach Seel [49]. Gegenüber dem ursprünglichen Ansatz konnten zahlreiche Verbesserungen erreicht werden.

So waren für die iterative Lösungsfindung bei der Gelenkpositions- und Gelenkachsenberechnung ursprünglich die partiellen Ableitungen nicht analytisch bestimmt worden. Stattdessen wurden die partiellen Ableitungen der Funktionale (Vergleich Formeln (2.8) und (5.7)) numerisch berechnet. Durch die dabei notwendigen vielfachen Multiplikationen war die Gradientenberechnung störungsanfällig und die Konvergenz der Lösung wurde erschwert. Je nach Startwerten trat häufig eine alternierende Folge auf, die sich um die eigentliche Lösung bewegte. Als Abhilfe wurde der ursprüngliche Algorithmus mehrfach mit zufälligen Startwerten ausgeführt und diejenige Lösung ausgewählt für die vier Mal Konvergenz erzielt wurde. Alternierende Konvergenzfolgen konnten bei

der neuen Variante mit analytischer Berechnung der Jacobimatrix nicht mehr beobachtet werden. Auch bei zufällig ausgewählten Startwerten konvergierte die Lösung stets zuverlässig auf den gleichen Wert. Deshalb wurde statt eines zufälligen Startwerts ein fester Startwert gewählt, der bei üblicher Sensoranbringung im Bereich der zu berechnenden Lösung liegt und damit eine weitere Beschleunigung der Konvergenz vermuten lässt. Trotz der guten Ergebnisse besteht Optimierungspotential bei der Wahl des Gleichungslösers. Die Newton-Iteration ist generell anfällig für alternierende Konvergenzfolgen. Eine Gauss-Seidel-Iteration mit Kontraktur zum Beispiel könnte auch bei stärker fehlerbehafteten Daten das gute Konvergenzverhalten sicherstellen. Da die numerische Stabilität des Problems zumeist gegeben war, die erzielte Lösung bei fehlerhaften Daten jedoch keine reale Entsprechung fand, wurde bisher von der Implementierung eines anderen iterativen Gleichungslösers abgesehen. Die Implementierung kann bei Bedarf unproblematisch nachgeholt werden. Sie kann unter bestimmten Gesichtspunkten auch einen Performanz-Gewinn erzielen. So ist die aktuelle Variante der Gelenkachsen- und Gelenkpositionsschätzung durchschnittlich bereits um den Faktor 10 schneller als die ursprüngliche Variante des Algorithmus. Mit der Wahl eines anderen Gleichungslösers ließe sich dieser Wert noch steigern. Durch die relativ großen zu verarbeitenden Datenmengen aus den Kalibrierbewegungen ist der Faktor Rechenzeit nicht unerheblich, besonders vor dem Hintergrund einer Anwendung auf mobilen Endgeräten. Weiterhin wird eine laufende Rekalibrierung während einer Messung denkbar, um Sensormigrationen beim Verrutschen der Halterungen zu detektieren. Ein Vorschlag zu einem echtzeitfähigen Algorithmus zur Gelenkwinkelberechnung mit laufender Rekalibrierung konnte erarbeitet werden. Die geringere Eignung normaler Bewegungen zur Kalibrierung war dabei jedoch für die Detektion kleinerer Migrationsstrecken limitierend.

Neben der Verbesserung der numerischen Stabilität und Performanz konnte die Übersichtlichkeit des Programmcodes gesteigert werden. So wurde auf ausufernde Aufrufe von Unterfunktionen verzichtet, die außerdem einen weiteren Performanz-Verlust bedingen können. Eindeutige Bezeichner, eine übersichtliche Struktur und ausführliche Kommentare erleichtern die Pflege und Weiterentwicklung des Programmcodes.

Weiterhin ist die Vergrößerung der Funktionalität mit den aktuellen Algorithmen hervorzuheben. So wurden Methoden zur Gelenkpositionsbestimmung erarbeitet, die sich für die Lösungsfindung der gegenüber einem Kugelgelenk verringerten Anzahl von Freiheitsgraden bedienen, in dem kinematische Zwangsbedingungen direkt in die Algorithmen einfließen. Die Gelenkwinkelberechnung war bisher auf die Hauptbewegungsrichtung der beiden Segmente beschränkt. Es konnte ein Algorithmus implementiert werden, der eine dreidimensionale Berechnung von Gelenkwinkeln ermöglicht, wobei jedoch nur die zwei Ebenen mit den größten Winkelamplituden (sagittal und frontal) sinnvoll implementiert werden konnten. Der Verzicht auf einen Kalman-Filter für die Sensorfusion verbessert noch einmal die Performanz und war auch vor dem Hintergrund des fehlenden Streckenmodells in der ursprünglichen Implementierung sinnvoll (siehe dazu auch Absatz 3.3.6). Weiterhin wird die Vorhersagbarkeit des Systemverhaltens erhöht, da auf die selbstlernenden Funktionen des Kalmanfilters verzichtet wird. Diese schätzen die Varianzen der einzelnen Sensormesswerte im laufenden Betrieb, um die Gewichtung für die Fusionierung anzupassen. Da durchaus unterschiedlich starke Störung durch Weichteilbewegungen bei verschiedenen Messungen auftreten, ist die Annahme unterschiedlicher Varianzen zunächst sinnvoll. Jedoch ist es nicht nur relevant bei geringen Weichteilbewegungen durch kleine Varianzen ein optimales Ergebnis erzielen zu können, sondern es müssen in möglichst jedem Fall akzeptable Gelenkwinkel berechnet werden. Der Verzicht auf diese selbstlernende Funktionalität ist also durchaus sinnvoll, da somit schlecht

konditionierte Daten nicht durch Änderung der Gewichte in der Datenfusion maskiert werden. Weiterhin kann auf nicht verwertbare Daten einfacher reagiert werden, was durch das Gütefunktional beispielhaft demonstriert wurde.

3.3.6 Gelenkwinkelberechnung mit biomechanischem Modell

Trotz der in den Testmessungen erzielten guten Ergebnisse mit den Ansätzen zur kinematischen Kette mit einem Gelenk zeigen die Daten auch Messfehler die weitere Optimierungen sinnvoll erscheinen lassen. Besonders die Weichteilbewegungen haben einen ungünstigen Einfluss auf die Accelerometer und verursachen Oszillationen des Signals, die selbst durch die in der grafischen Darstellung angewandten lowpass-Filter höherer Ordnung mit forward-backward-Filterung nur teilweise beseitigt werden können (siehe Abbildung 30 α Acc_x und geglättet α Accfilt_x). Deshalb wird an dieser Stelle ein Ansatz vorgeschlagen, der mit Hilfe einer Verknüpfung aller Sensoren zu größeren kinematischen Ketten den Einfluss der Weichteilbewegungen verringern könnte (siehe Körpermodell in Abbildung 20). Auch hier bietet sich ein Zustandsraummodell an, das mit Hilfe eines Kalmanfilters implementiert werden kann. Gegenüber der ursprünglichen Implementierung [49] waren jedoch grundlegende Veränderungen notwendig, da die eigentliche Messstrecke dort keine Beachtung fand und der Kalmanfilter somit einzig zur Sensorfusion von Signalen verschiedener Integrationsstufen genutzt wurde. Die sonst unterschiedlichen Mess- und Zustandsgrößen wurden also durch eine Vorkonditionierung der Daten verschmolzen. Sie sollen nun getrennt werden, um ein Modell der Messstrecke integrieren zu können. Denn besonders die starken Schwingungen, die den Beschleunigungen überlagert sind, sollten mit einem trägen Streckenmodell ausgleichbar sein.

Die Messwerte \vec{y} werden analog zu den einzelnen Sensortypen definiert und entsprechen somit den lokalen Beschleunigungen

$$\vec{a}_{TR}, \vec{a}_{PE}, \vec{a}_{RT}, \vec{a}_{LT}, \vec{a}_{RS}, \vec{a}_{LS}, \vec{a}_{RF}, \vec{a}_{LF}$$

und den lokalen Winkelgeschwindigkeiten

$$\vec{\omega}_{TR}, \vec{\omega}_{PE}, \vec{\omega}_{RT}, \vec{\omega}_{LT}, \vec{\omega}_{RS}, \vec{\omega}_{LS}, \vec{\omega}_{RF}, \vec{\omega}_{LF}.$$

Für die Zustände \vec{x} des Körpermodells spannt der folgende Satz an Zustandsgrößen den kleinsten denkbaren Zustandsraum auf. Der kleinste Satz muss gewählt werden, um die Konvergenz bei der Berechnung der Filtergleichungen sicherzustellen und eine große Dimensionsreduktion gegenüber den Messgrößen zu ermöglichen, da erst dadurch Messfehler ausgeglichen werden können. Die Beschreibung der kinematischen Ketten orientiert sich dazu an einem Schema das durch Denavit und Hartenberg zur Beschreibung von Gelenkarmrobotern entwickelt wurde, ohne jedoch der Denavit-Hartenberg-Konvention direkt zu folgen [48]. Zunächst wird das Körpermodell im globalen Koordinatensystem verortet, indem das root-Segment (hier „PE“ für Pelvis) in seiner räumlichen Position und Orientierung festgelegt wird:

\vec{s} ist die globale PE-Position, $\vec{\varphi}$ die globale PE-Orientierung.

Die lokalen Gelenkwinkel beschreiben die Orientierungsdifferenz zwischen zwei Segmenten im jeweils dichter am root-Segment liegenden Segmentkoordinatensystem:

$$\vec{\alpha}_{SPI}, \vec{\alpha}_{RHIP}, \vec{\alpha}_{LHIP}, \vec{\alpha}_{RKNE}, \vec{\alpha}_{LKNE}, \vec{\alpha}_{RANK}, \vec{\alpha}_{LANK}$$

Damit ergeben sich die folgenden Messgleichungen für die Beschleunigungen. Diese sind so zu formulieren, dass sie die Messgrößen aus den Zustandsgrößen berechnen. Die Zustände werden dann im Kalmanfilter rekursiv geschätzt. Die am einfachsten zu berechnende Messgröße ist die

Beschleunigung des Beckensensors \vec{a}_{PE} . Sie entsteht aus der globalen Beschleunigung des Beckensegments $\ddot{\vec{s}}$, die mit der Rotationsmatrix $M(\vec{\varphi})$ um die aktuelle Beckenausrichtung $\vec{\varphi}$ im Raum gedreht wird, um in das lokale Segmentkoordinatensystem zu gelangen. Mit der zeitinvarianten Rotationsmatrix M_{PE}^{-1} wird sie vom lokalen Segmentkoordinatensystem in das lokale Sensorkoordinatensystem überführt.

$$\vec{a}_{PE} = M_{PE}^{-1} \cdot M(\vec{\varphi}) \cdot \ddot{\vec{s}} \quad (11.1)$$

Um zum nächsten Sensor in einer kinematischen Kette zu gelangen wird wiederum vom root-Segment ausgegangen und die Beschleunigung im nächstliegenden Gelenk berechnet \vec{a}_{SPI} (hier „SPI“ für Spine bzw. lumbale Wirbelsäule). Dazu wird wie im vorherigen Kapitel die Gauß'sche Bewegungsgleichung für starre Körper genutzt, unter Verwendung des im Segmentkoordinatensystem dargestellten Vektors $\vec{r}_{PESPIseg}$ zwischen root-Segment-Ursprung am PE-Sensor und Gelenkpol. Dann wird das Koordinatensystem mit der Rotationsmatrix $M(\vec{\alpha}_{SPI})$ um den Gelenkwinkel gedreht um \vec{a}_{SPI} , $\dot{\vec{\alpha}}_{SPI}$ und $\ddot{\vec{\alpha}}_{SPI}$ im TR-Segmentkoordinatensystem darzustellen. Danach muss wiederum mit der Gauß'schen Bewegungsgleichung die Beschleunigung vom Gelenk zum TR-Sensor mit Hilfe des Vektors $\vec{r}_{SPITRseg}$ transformiert werden. Abschließend wird mit M_{TR}^{-1} vom TR-Segmentkoordinatensystem in das Sensorkoordinatensystem rotiert.

$$\begin{aligned} \vec{a}_{TR} = M_{TR}^{-1} \cdot & ((M(\vec{\alpha}_{SPI}) \cdot \vec{a}_{SPI}) + (M(\vec{\alpha}_{SPI}) \cdot \ddot{\vec{\alpha}}_{SPI}) \times \vec{r}_{SPITRseg} \\ & + (M(\vec{\alpha}_{SPI}) \cdot \dot{\vec{\alpha}}_{SPI}) \times ((M(\vec{\alpha}_{SPI}) \cdot \dot{\vec{\alpha}}_{SPI}) \times \vec{r}_{SPITRseg})) \end{aligned} \quad (11.2)$$

$$\text{mit } \vec{a}_{SPI} = M(\vec{\varphi}) \cdot \ddot{\vec{s}} + (M(\vec{\varphi}) \cdot \ddot{\vec{\varphi}}) \times \vec{r}_{PESPIseg} + (M(\vec{\varphi}) \cdot \dot{\vec{\varphi}}) \times ((M(\vec{\varphi}) \cdot \dot{\vec{\varphi}}) \times \vec{r}_{PESPIseg})$$

$$\text{und } \vec{r}_{PESPIseg} = \vec{M}_{PE} \cdot \vec{r}_{PESPI} ; \vec{r}_{SPITRseg} = -\vec{M}_{TR} \cdot \vec{r}_{TRSPI}$$

Für die weiteren Sensoren wird in gleicher Weise vorgegangen. Ausgehend vom root-Segment kann die Beschleunigung in den Gelenken der Kette berechnet werden. Dazu wird die Gauß'sche Bewegungsgleichung und der im Segmentkoordinatensystem dargestellte Vektor zwischen den Gelenken genutzt. Ist das Segment erreicht auf dem der Sensor befestigt wurde, wird in das Sensorkoordinatensystem transformiert.

$$\begin{aligned} \vec{a}_{RT} = M_{RT}^{-1} \cdot & (M(\vec{\alpha}_{RHIP}) \cdot \vec{a}_{RHIP} + (M(\vec{\alpha}_{RHIP}) \cdot \ddot{\vec{\alpha}}_{RHIP}) \times \vec{r}_{RHIPRT} \\ & + (M(\vec{\alpha}_{RHIP}) \cdot \dot{\vec{\alpha}}_{RHIP}) \times ((M(\vec{\alpha}_{RHIP}) \cdot \dot{\vec{\alpha}}_{RHIP}) \times \vec{r}_{RHIPRT})) \end{aligned} \quad (11.3)$$

$$\text{mit } \vec{a}_{RHIP} = M(\vec{\varphi}) \cdot \ddot{\vec{s}} + (M(\vec{\varphi}) \cdot \ddot{\vec{\varphi}}) \times \vec{r}_{PERHIPseg} + (M(\vec{\varphi}) \cdot \dot{\vec{\varphi}}) \times ((M(\vec{\varphi}) \cdot \dot{\vec{\varphi}}) \times \vec{r}_{PERHIPseg})$$

$$\text{und } \vec{r}_{PERHIPseg} = \vec{M}_{PE} \cdot \vec{r}_{PERHIP}$$

$$\begin{aligned} \vec{a}_{LT} = M_{LT}^{-1} \cdot & (M(\vec{\alpha}_{LHIP}) \cdot \vec{a}_{LHIP} + (M(\vec{\alpha}_{LHIP}) \cdot \ddot{\vec{\alpha}}_{LHIP}) \times \vec{r}_{LHIPLT} \\ & + (M(\vec{\alpha}_{LHIP}) \cdot \dot{\vec{\alpha}}_{LHIP}) \times ((M(\vec{\alpha}_{LHIP}) \cdot \dot{\vec{\alpha}}_{LHIP}) \times \vec{r}_{LHIPLT})) \end{aligned} \quad (11.4)$$

$$\text{mit } \vec{a}_{LHIP} = M(\vec{\varphi}) \cdot \ddot{\vec{s}} + (M(\vec{\varphi}) \cdot \dot{\vec{\varphi}}) \times \vec{r}_{PELHIPseg} + (M(\vec{\varphi}) \cdot \dot{\vec{\varphi}}) \times ((M(\vec{\varphi}) \cdot \dot{\vec{\varphi}}) \times \vec{r}_{PELHIPseg})$$

$$\text{und } \vec{r}_{PELHIPseg} = \vec{M}_{PE} \cdot \vec{r}_{PELHIP}$$

$$\vec{a}_{RS} = M_{RS}^{-1} \cdot (M(\vec{\alpha}_{RKNE}) \cdot \vec{a}_{RKNE} + (M(\vec{\alpha}_{RKNE}) \cdot \ddot{\vec{\alpha}}_{RKNE}) \times \vec{r}_{RKNERSseg} + (M(\vec{\alpha}_{RKNE}) \cdot \dot{\vec{\alpha}}_{RKNE}) \times ((M(\vec{\alpha}_{RKNE}) \cdot \dot{\vec{\alpha}}_{RKNE}) \times \vec{r}_{RKNERSseg})) \quad (11.5)$$

$$\text{mit } \vec{a}_{RKNE} = M(\vec{\alpha}_{RHIP}) \cdot \vec{a}_{RHIP} + (M(\vec{\alpha}_{RHIP}) \cdot \ddot{\vec{\alpha}}_{RHIP}) \times \vec{r}_{RHIPRKNEseg} + (M(\vec{\alpha}_{RHIP}) \cdot \dot{\vec{\alpha}}_{RHIP}) \times ((M(\vec{\alpha}_{RHIP}) \cdot \dot{\vec{\alpha}}_{RHIP}) \times \vec{r}_{RHIPRKNEseg})$$

$$\text{und } \vec{r}_{RHIPRKNE} = \vec{M}_{RT} \cdot (\vec{r}_{RTRKNE} - \vec{r}_{RTRHIP})$$

$$\vec{a}_{LS} = M_{LS}^{-1} \cdot (M(\vec{\alpha}_{LKNE}) \cdot \vec{a}_{LKNE} + (M(\vec{\alpha}_{LKNE}) \cdot \ddot{\vec{\alpha}}_{LKNE}) \times \vec{r}_{LKNELSeg} + (M(\vec{\alpha}_{LKNE}) \cdot \dot{\vec{\alpha}}_{LKNE}) \times ((M(\vec{\alpha}_{LKNE}) \cdot \dot{\vec{\alpha}}_{LKNE}) \times \vec{r}_{LKNELSeg})) \quad (11.6)$$

$$\text{mit } \vec{a}_{LKNE} = M(\vec{\alpha}_{LHIP}) \cdot \vec{a}_{LHIP} + \ddot{\vec{\alpha}}_{LHIP} \times \vec{r}_{LHIPLKNEseg} + \dot{\vec{\alpha}}_{LHIP} \times (\dot{\vec{\alpha}}_{LHIP} \times \vec{r}_{LHIPLKNEseg})$$

$$\text{und } \vec{r}_{LHIPLKNE} = \vec{M}_{LT} \cdot (\vec{r}_{LTLKNE} - \vec{r}_{LTLHIP})$$

$$\vec{a}_{RF} = M_{RF}^{-1} \cdot (M(\vec{\alpha}_{RANK}) \cdot \vec{a}_{RANK} + (M(\vec{\alpha}_{RANK}) \cdot \ddot{\vec{\alpha}}_{RANK}) \times \vec{r}_{RANKRFseg} + (M(\vec{\alpha}_{RANK}) \cdot \dot{\vec{\alpha}}_{RANK}) \times ((M(\vec{\alpha}_{RANK}) \cdot \dot{\vec{\alpha}}_{RANK}) \times \vec{r}_{RANKRFseg})) \quad (11.7)$$

$$\text{mit } \vec{a}_{RANK} = M(\vec{\alpha}_{RKNE}) \cdot \vec{a}_{RKNE} + \ddot{\vec{\alpha}}_{RKNE} \times \vec{r}_{RKNERANKseg} + \dot{\vec{\alpha}}_{RKNE} \times (\dot{\vec{\alpha}}_{RKNE} \times \vec{r}_{RKNERANKseg})$$

$$\text{und } \vec{r}_{RHIPLKNEseg} = \vec{M}_{RS} \cdot (\vec{r}_{RSRANK} - \vec{r}_{RSRKNE})$$

$$\vec{a}_{LF} = M_{LF}^{-1} \cdot ((M(\vec{\alpha}_{LANK}) \cdot \vec{a}_{LANK}) + (M(\vec{\alpha}_{LANK}) \cdot \ddot{\vec{\alpha}}_{LANK}) \times \vec{r}_{LANKLFseg} + (M(\vec{\alpha}_{LANK}) \cdot \dot{\vec{\alpha}}_{LANK}) \times ((M(\vec{\alpha}_{LANK}) \cdot \dot{\vec{\alpha}}_{LANK}) \times \vec{r}_{LANKLFseg})) \quad (11.8)$$

$$\text{mit } \vec{a}_{LANK} = M(\vec{\alpha}_{LKNE}) \cdot \vec{a}_{LKNE} + \ddot{\vec{\alpha}}_{LKNE} \times \vec{r}_{LKNELANKseg} + \dot{\vec{\alpha}}_{LKNE} \times (\dot{\vec{\alpha}}_{LKNE} \times \vec{r}_{LKNELANKseg})$$

$$\text{und } \vec{r}_{LHIPLKNEseg} = \vec{M}_{LS} \cdot (\vec{r}_{LSLANK} - \vec{r}_{LSLKNE})$$

Für die Winkelgeschwindigkeiten stellt sich die Berechnung sehr viel einfacher dar, weil der Abstand zwischen den Sensoren keine Rolle spielt und einzig die Sensororientierung berücksichtigt werden muss. Für das root-Segment „PE“ wird ausgehend von der globalen Winkelgeschwindigkeit $\dot{\vec{\varphi}}$ mit $M(\vec{\varphi})$ vom globalen in das Segmentkoordinatensystem rotiert, um danach mit M_{PE}^{-1} in das Sensorkoordinatensystem zu rotieren.

$$\vec{\omega}_{PE} = M_{PE}^{-1} \cdot M(\vec{\varphi}) \cdot \dot{\vec{\varphi}} \quad (11.9)$$

Für periphere Sensoren wird zunächst die Orientierungsänderung des root-Segments $\dot{\vec{\varphi}}$ bestimmt. $M(\vec{\varphi})$ führt dabei die notwendige Transformation in das PE-Segmentkoordinatensystem durch. Danach wird eine Gelenkwinkelgeschwindigkeit addiert (z.B. $\dot{\vec{\alpha}}_{SPI}$ in Gleichung (11.10)), die im Koordinatensystem des Segments dargestellt ist, das näher am root-Segment liegt. Dementsprechend folgen danach eine Rotation um diesen Gelenkwinkel, um in das jeweils nächste Segmentkoordinatensystem zu gelangen (z.B. mit $M(\vec{\alpha}_{SPI})$). Sofern keine weiteren Gelenke in der Kette liegen, wird zum Schluss in das Sensorkoordinatensystem rotiert (z.B. mit M_{TR}^{-1}).

$$\vec{\omega}_{TR} = M_{TR}^{-1} \cdot M(\vec{\alpha}_{SPI}) \cdot (M(\vec{\varphi}) \cdot \dot{\vec{\varphi}} + \dot{\vec{\alpha}}_{SPI}) \quad (11.10)$$

$$\vec{\omega}_{RT} = M_{RT}^{-1} \cdot M(\vec{\alpha}_{RHIP}) \cdot (M(\vec{\varphi}) \cdot \dot{\vec{\varphi}} + \dot{\vec{\alpha}}_{RHIP}) \quad (11.11)$$

$$\vec{\omega}_{RS} = M_{RS}^{-1} \cdot M(\vec{\alpha}_{RKNE}) \cdot (M(\vec{\alpha}_{RHIP}) \cdot (M(\vec{\varphi}) \cdot \dot{\vec{\varphi}} + \dot{\vec{\alpha}}_{RHIP}) + \dot{\vec{\alpha}}_{RKNE}) \quad (11.12)$$

$$\begin{aligned} \vec{\omega}_{RF} = M_{RF}^{-1} \cdot M(\vec{\alpha}_{RANK}) \cdot \\ ((M(\vec{\alpha}_{RKNE}) \cdot (M(\vec{\alpha}_{RHIP}) \cdot (M(\vec{\varphi}) \cdot \dot{\vec{\varphi}} + \dot{\vec{\alpha}}_{RHIP}) + \dot{\vec{\alpha}}_{RKNE})) + \dot{\vec{\alpha}}_{RANK}) \end{aligned} \quad (11.13)$$

$$\vec{\omega}_{LT} = M_{LT}^{-1} \cdot M(\vec{\alpha}_{LHIP}) \cdot (M(\vec{\varphi}) \cdot \dot{\vec{\varphi}} + \dot{\vec{\alpha}}_{LHIP}) \quad (11.14)$$

$$\vec{\omega}_{LS} = M_{LS}^{-1} \cdot M(\vec{\alpha}_{LKNE}) \cdot (M(\vec{\alpha}_{LHIP}) \cdot (M(\vec{\varphi}) \cdot \dot{\vec{\varphi}} + \dot{\vec{\alpha}}_{LHIP}) + \dot{\vec{\alpha}}_{LKNE}) \quad (11.15)$$

$$\begin{aligned} \vec{\omega}_{LF} = M_{LF}^{-1} \cdot M(\vec{\alpha}_{LANK}) \cdot \\ ((M(\vec{\alpha}_{LKNE}) \cdot (M(\vec{\alpha}_{LHIP}) \cdot (M(\vec{\varphi}) \cdot \dot{\vec{\varphi}} + \dot{\vec{\alpha}}_{LHIP}) + \dot{\vec{\alpha}}_{LKNE})) + \dot{\vec{\alpha}}_{LANK}) \end{aligned} \quad (11.16)$$

Nachdem die Gleichungen der Messmatrix vollständig sind, können die Gleichungen der Dynamikmatrix aufgestellt werden. Dazu wird angenommen, dass sich die Winkelbeschleunigungen der root-Segmentorientierung und der Gelenke zwischen zwei Samples nicht wesentlich ändern. Weiterhin bleibt die Beschleunigung des root-Segments zwischen zwei Samples weitgehend konstant. Die Annahmen sind somit eher der Limitation der Sensorik geschuldet, die eben maximal Beschleunigungen aufnehmen kann. Die Dynamikgleichungen ergeben sich damit im einfachsten Fall, indem keine Trägheit des Systems angenommen wird, mit Hilfe des Abtastintervalls T zu:

$$\vec{s}(t_{k+1}) = \vec{s}(t_k) + T \cdot \dot{\vec{s}}(t_k) + \frac{1}{2} T^2 \cdot \ddot{\vec{s}}(t_k) \quad (11.17)$$

$$\vec{\varphi}(t_{k+1}) = \vec{\varphi}(t_k) + T \cdot \dot{\vec{\varphi}}(t_k) + \frac{1}{2} T^2 \cdot \ddot{\vec{\varphi}}(t_k) \quad (11.18)$$

$$\vec{\alpha}_{SPI}(t_{k+1}) = \vec{\alpha}_{SPI}(t_k) + T \cdot \dot{\vec{\alpha}}_{SPI}(t_k) + \frac{1}{2} T^2 \cdot \ddot{\vec{\alpha}}_{SPI}(t_k) \quad (11.19)$$

$$\vec{\alpha}_{RHIP}(t_{k+1}) = \vec{\alpha}_{RHIP}(t_k) + T \cdot \dot{\vec{\alpha}}_{RHIP}(t_k) + \frac{1}{2} T^2 \cdot \ddot{\vec{\alpha}}_{RHIP}(t_k) \quad (11.20)$$

$$\vec{\alpha}_{LHIP}(t_{k+1}) = \vec{\alpha}_{LHIP}(t_k) + T \cdot \dot{\vec{\alpha}}_{LHIP}(t_k) + \frac{1}{2} T^2 \cdot \ddot{\vec{\alpha}}_{LHIP}(t_k) \quad (11.21)$$

$$\vec{\alpha}_{RKNE}(t_{k+1}) = \vec{\alpha}_{RKNE}(t_k) + T \cdot \dot{\vec{\alpha}}_{RKNE}(t_k) + \frac{1}{2} T^2 \cdot \ddot{\vec{\alpha}}_{RKNE}(t_k) \quad (11.22)$$

$$\vec{\alpha}_{LKNE}(t_{k+1}) = \vec{\alpha}_{LKNE}(t_k) + T \cdot \dot{\vec{\alpha}}_{LKNE}(t_k) + \frac{1}{2} T^2 \cdot \ddot{\vec{\alpha}}_{LKNE}(t_k) \quad (11.23)$$

$$\vec{\alpha}_{RANK}(t_{k+1}) = \vec{\alpha}_{RANK}(t_k) + T \cdot \dot{\vec{\alpha}}_{RANK}(t_k) + \frac{1}{2} T^2 \cdot \ddot{\vec{\alpha}}_{RANK}(t_k) \quad (11.24)$$

$$\vec{\alpha}_{LANK}(t_{k+1}) = \vec{\alpha}_{LANK}(t_k) + T \cdot \dot{\vec{\alpha}}_{LANK}(t_k) + \frac{1}{2} T^2 \cdot \ddot{\vec{\alpha}}_{LANK}(t_k) \quad (11.25)$$

Daraus ergibt sich der Zustandsvektor, der alle Zustände und deren Integrationsstufen zusammenfasst:

$$\vec{x} = \left\{ \vec{s}, \dot{\vec{s}}, \ddot{\vec{s}}, \vec{\varphi}, \dot{\vec{\varphi}}, \ddot{\vec{\varphi}}, \vec{\alpha}_{SPI}, \dot{\vec{\alpha}}_{SPI}, \ddot{\vec{\alpha}}_{SPI}, \vec{\alpha}_{RHIP}, \dot{\vec{\alpha}}_{RHIP}, \ddot{\vec{\alpha}}_{RHIP}, \vec{\alpha}_{LHIP}, \dot{\vec{\alpha}}_{LHIP}, \ddot{\vec{\alpha}}_{LHIP}, \dots \right. \quad (11.26)$$

$$\left. \dots, \vec{\alpha}_{RKNE}, \dot{\vec{\alpha}}_{RKNE}, \ddot{\vec{\alpha}}_{RKNE}, \vec{\alpha}_{LKNE}, \dot{\vec{\alpha}}_{LKNE}, \ddot{\vec{\alpha}}_{LKNE}, \vec{\alpha}_{RANK}, \dot{\vec{\alpha}}_{RANK}, \ddot{\vec{\alpha}}_{RANK}, \vec{\alpha}_{LANK}, \dot{\vec{\alpha}}_{LANK}, \ddot{\vec{\alpha}}_{LANK} \right\}$$

Für den Predict-Schritt des Kalman-Filters kann nun die Dynamikmatrix A aufgestellt werden. Unter der zunächst zweckmäßigen Annahme eines Kugelgelenks mit drei Freiheitsgraden ergibt sich für jedes der Gelenke die folgende Diagonalmatrix A_i . Dasselbe gilt für Ort und Orientierung des root-Segments.

$$A_i = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & T & 0 & 0 & 0,5 \cdot T^2 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 & T & 0 & 0 & 0,5 \cdot T^2 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & T & 0 & 0 & 0,5 \cdot T^2 \\ 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & T & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & T & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & T \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (11.27)$$

Für eine Einschränkung von Freiheitsgraden einzelner Gelenke können später die betreffenden Zustände aus den Gleichungen von A_i gestrichen werden. Mit Hilfe des Zustandsvektors lässt sich nun die Dynamikmatrix A nach folgendem Schema zusammenstellen. Es zeigt sich das alle Zustände bis auf ihre einzelnen Integrationsstufen voneinander unabhängig sind.

$$A = \begin{pmatrix} A_1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & A_1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & A_1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & A_1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & A_1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & A_1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & A_1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & A_1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & A_1 \end{pmatrix} \quad (11.28)$$

Tabelle 4 Varianzen der Messgrößen in den drei Raumrichtungen, schnelle Bewegung der Körpersegmente mit kleiner Amplitude im Stehen und Sitzen

Sensor	Rohdaten				5 Hz Tiefpass			
	Beschleunigung		Winkel- geschwindigkeit		Beschleunigung		Winkel- geschwindigkeit	
	stehend	sitzend	stehend	sitzend	stehend	sitzend	stehend	sitzend
PE	0,18	0,17	0,00	0,01	0,03	0,03	0,00	0,00
	0,13	0,13	0,00	0,01	0,03	0,01	0,00	0,00
	0,31	0,17	0,00	0,01	0,04	0,05	0,00	0,00
RT	1,47	1,26	4,09	11,03	0,08	0,22	1,02	0,89
	17,62	7,55	0,79	0,67	1,54	1,67	0,06	0,18
	17,51	20,22	0,10	0,20	1,38	4,15	0,02	0,02
LT	2,69	1,27	2,59	14,77	0,11	0,18	1,10	0,44
	38,73	21,23	0,69	0,70	3,26	3,66	0,06	0,17
	38,32	28,29	0,23	0,14	2,25	5,26	0,02	0,06
RS	2,56	2,06	1,56	1,09	0,25	0,45	0,16	0,20
	13,96	2,06	1,56	1,09	0,25	0,45	0,16	0,20
	15,03	25,32	0,04	0,05	1,32	6,05	0,01	0,01
LS	1,98	3,24	0,79	1,38	0,21	0,75	0,20	0,15
	15,12	8,35	0,09	0,05	1,61	1,49	0,01	0,02
	14,16	21,08	0,09	0,04	1,27	5,93	0,00	0,02
RF	0,01	0,04	0,05	0,02	0,00	0,04	0,00	0,02
	3,15	2,01	0,00	0,00	0,20	2,01	0,00	0,00
	0,06	0,09	0,03	0,04	0,01	0,09	0,00	0,04
LF	0,01	0,03	0,02	0,02	0,00	0,03	0,00	0,02
	2,81	1,20	0,00	0,00	0,17	1,20	0,00	0,00
	0,09	0,12	0,02	0,03	0,01	0,12	0,00	0,03

Um den Kalman-Filter hinsichtlich der Initialen Messunsicherheiten einzustellen, muss eine Abschätzung der Varianzen der Messgrößen erfolgen. Dazu wurden Probandenmessungen durchgeführt. Dabei bewegte der Proband seine Beine mit kleiner Amplitude schnell hin und her, um eine Schüttelbewegung zu erzielen. Die Bewegungen wurden in mehreren Raumrichtungen, im Stand und im Sitzen ausgeführt um alle Freiheitsgrade anzuregen. Die Varianzen der gestörten Messgrößen

können somit bestimmt werden, während die Systemgrößen bzw. Gelenkwinkel nahezu konstant bleiben. In Tabelle 4 sind die Varianzen der Messgrößen angegeben. Um einer eventuellen Vorkonditionierung der Messgrößen Rechnung zu tragen, sind weiterhin die Varianzen nach einer Tiefpass-Filterung mit einer Grenzfrequenz von 5 Hz angegeben. Die Grenzfrequenz wurde so gewählt, dass oszillierende Weichteilbewegungen beim Gehen weitgehend ausgeschlossen werden, während die schnellsten Änderungen der Gelenkwinkel keine wesentliche Änderung erfahren. Es bleibt anzumerken, dass statt einer Vorkonditionierung der Messdaten auch eine träge Messtrecke die Auswirkungen von Weichteiloszillationen verringern kann.

Die Trägheit des Modells der Messkette wurde hier nicht beschrieben. Sie lässt sich jedoch einfach durch eine Anpassung der Dynamikmatrix realisieren. Dazu wurde ein gleitender Mittelwert höherer Ordnung implementiert, der auf vorhergehende Messwerte zurückgreift. Leider konnte trotz dieser Maßnahmen in der ersten Implementierung des beschriebenen Modells keine ausreichende Konvergenz der Messwerte erzielt werden. Wie in den vorherigen Kapiteln deutlich wurde, sind dafür wahrscheinlich die Weichteilbewegungen verantwortlich, die Orientierungs- und Positionsfehler provozieren. Eine genauere Abschätzung der Varianzmatrix und ein besseres Streckenmodell könnten helfen diesen Problemen zu begegnen und eine Konvergenz der Filtergleichungen zu erreichen. Generell erscheint der Ansatz vielversprechend. Neben den positiven Effekten der Redundanz in jeder Kette könnte sich das Körpermodell vorteilhaft auf die Berechnung von zurückgelegten Wegen und aktueller Ganggeschwindigkeit auswirken, da hier die Messfehler aller Sensoren einfließen und sich teilweise aufheben würden. Es besteht also weiterer Forschungsbedarf.

3.4 Optimierung der kinetischen Messsystemkomponenten

Die Bewegung einer Prothese resultiert letztendlich aus den wirkenden Lasten. Moderne Prothesensysteme messen deshalb einzelne Komponenten der Belastung und passen die Bewegungswiderstände an den aktuellen Zustand an. Um ein umfassendes Bild der Belastungssituation zu erhalten, sollten jedoch alle Komponenten der Last bestimmt werden. Hier bietet sich der Einbau eines Mehrkomponenten Kraft-/Momentensensors in die Prothese an. Gegenüber üblichen fest installierten Kraftmessplatten können damit für jeden ausgeführten Schritt Messdaten aufgezeichnet werden. Im Folgenden wird die Sensorvariante zum Einbau auf Oberschenkelhöhe (Oktapod TF) vorgestellt und hinsichtlich der Signalbildung mit der Finite Elemente Methode (FEM) optimiert. Der Sensor wurde durch Oehler in einer einjährigen Feldstudie an Oberschenkelamputierten erstmals intensiv eingesetzt [11]. Die hier vorgenommenen Optimierungen der Sensorgeometrie nehmen die Erkenntnisse aus diesem und nachfolgenden Einsätzen auf, um die Signalqualität zu steigern. Dabei wurde auf Methoden zurückgegriffen, die für die transtibiale Version des Sensors (Oktapod TT) entwickelt wurden [51]. Deshalb wird im Folgenden nur ein kurzer Überblick zu Optimierung der Sensorgeometrie gegeben. Eine optimale Signalqualität ist die Grundlage für eine erfolgreiche Kalibrierung, für die eine alternative Methode vorgestellt wird, die die verbleibenden Messfehler minimiert. Abschließend erfolgt ein Vergleich der Messgenauigkeit mit dem üblichen Standard fest installierter Kraftmessplatten. Natürlich ist auch die Kinetik der gesunden Seite entscheidend für das Gangbild mit Prothese. Das mobile Messsystem setzt an dieser Stelle eine innovative 3D-Messsohle ein, die neben der üblichen Druckbelastung auch Scherkräfte bestimmen kann. Der Entwicklungsstand der 3D-Messsohle ließ jedoch keinen umfangreichen Einsatz in Probandenstudien zu, weshalb sie im Folgenden nicht näher beschrieben wird.

3.4.1 Optimierung der Geometrie des Kraft-/Momentensensors

Um die Sensitivität des Kraft-/Momentensensors „Oktapod“ zu optimieren wurde ein FEM-Modell (Finite Elemente Methode) der Sensorgeometrie erstellt. Das Oberteil des Sensors, das die Dehnungsmesstreifen trägt und das Unterteil wurden dabei einzeln im CAD-System (Computer Aided Design) modelliert und mittels eines programminternen Schraubenmodells verbunden. Die Verspannungssituation an den Anschlüssen zu den angrenzenden Prothesenteilen wurde ebenfalls mit Hilfe an den Klemmbereichen aufgebrachtter Flächenlasten modelliert. Zuletzt wurden die beim Gehen im Feld zu erwartenden Lasten komponentenweise am FEM-Modell angebracht, um mittels FEM-Analysen die induzierten Dehnungen an den vorgesehenen Messstellen zu ermitteln. Dadurch ließ sich die Sensitivität des Kraft- und Momentensensors für alle Lastkomponenten einzeln bestimmen, was selektive Optimierungen ermöglichte. Die optimierte Sensorgeometrie wurde stets mit der ursprünglichen Sensorgeometrie verglichen. Besonderer Wert wurde auf die Verbesserung der Sensitivität insbesondere für Vertikalkraftsignale gelegt. Weitere Optimierungsaspekte waren die Homogenisierung der Dehnungen an den DMS-Klebeflächen und die Verbesserungen der Verspannungssituation des Sensors durch den Anzug der Pyramidenadapterklemmschrauben an den Anschlüssen zu angrenzenden Prothesenteilen. In Abbildung 35 ist beispielhaft das Ergebnis einer strukturfestigkeitsorientierten FEM-Analyse mit üblichen Belastungen beim Auftreten dargestellt. Auf der linken Seite ist die ursprüngliche Sensorgeometrie gezeigt. Rechts findet sich die optimierte Sensorgeometrie. An den Spannungsüberhöhungen bei den Ausschnitten im Oberteil des Labormusters wird eine verringerte Kerbwirkung in der neuen Geometrie deutlich. Dadurch konnte insgesamt eine größere Nachgiebigkeit ermöglicht und so die Sensitivität verbessert werden.

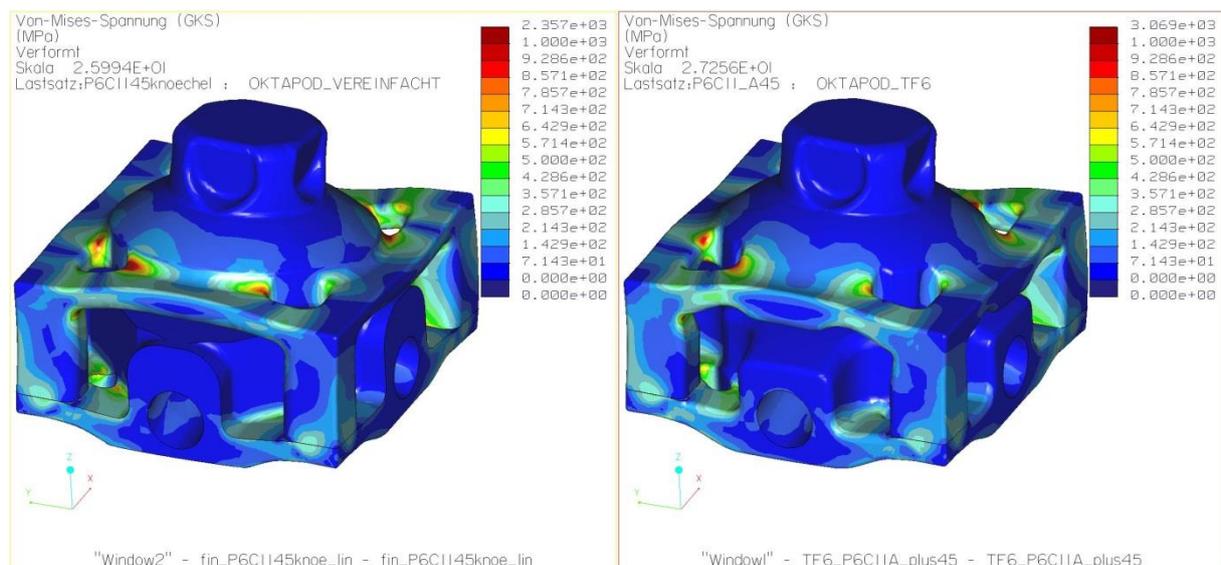


Abbildung 35 FE-Analyse der ursprünglichen (links) und optimierten (rechts) Sensorgeometrie (von-Mises-Vergleichsspannung)

Die optimierte Sensorgeometrie wurde gefertigt. Die nötigen Prüfungen nach DIN EN ISO 10328:2006 zum Nachweis der Strukturfestigkeit der Prothesenkomponente wurden durchgeführt. Es wurde eine Festigkeitsklasse gewählt die sich an der höchsten Klasse P6 dieser Norm anlehnt, jedoch auf ein erhöhtes Niveau skaliert wurde. Dabei trat ein Schaden während des dynamischen Festigkeitsnachweises an der Struktur auf. Die folgende Schadensanalyse deutete auf einen Dauerbelastungsbruch mit stark oxidierten Flächen an der initialen Rissbildung und einer matten Restbruchfläche mit glänzenden Scherbereichen, die den Abschluss des Bruchs kennzeichnen. Die

Geometrie wurde hinsichtlich des Schadensbildes angepasst und die Prüfungen zur Strukturfestigkeit erneut durchgeführt. Nach erfolgreichem Abschluss wurde die Messelektronik an die geänderte Sensitivität angepasst. Für eine tiefere Darstellung der Optimierungsmethodik am Beispiel der transtibialen Version des Sensors sei auf Thiele 2011 verwiesen [51].

3.4.2 Kalibrierverfahren lineare Regression

Das Standardverfahren bei der Kalibrierung von Kraft-/Momentensensoren „lineare Regression“ berechnet einen linearen Zusammenhang zwischen Eingangs- und Ausgangsgrößen und nutzt dazu meist einen Referenzsensor mit hoher Genauigkeit. Die Anordnung der signalerzeugenden Dehnungsmessstreifen ist in Abbildung 36 am Beispiel der erwähnten transtibialen Sensorversion gezeigt [51]. Die Doppel-DMS sind in eine Wheatston'schen Brückenschaltung integriert, um die Sensitivität zu verstärken und temperaturbedingte Materialdehnungen zu eliminieren.

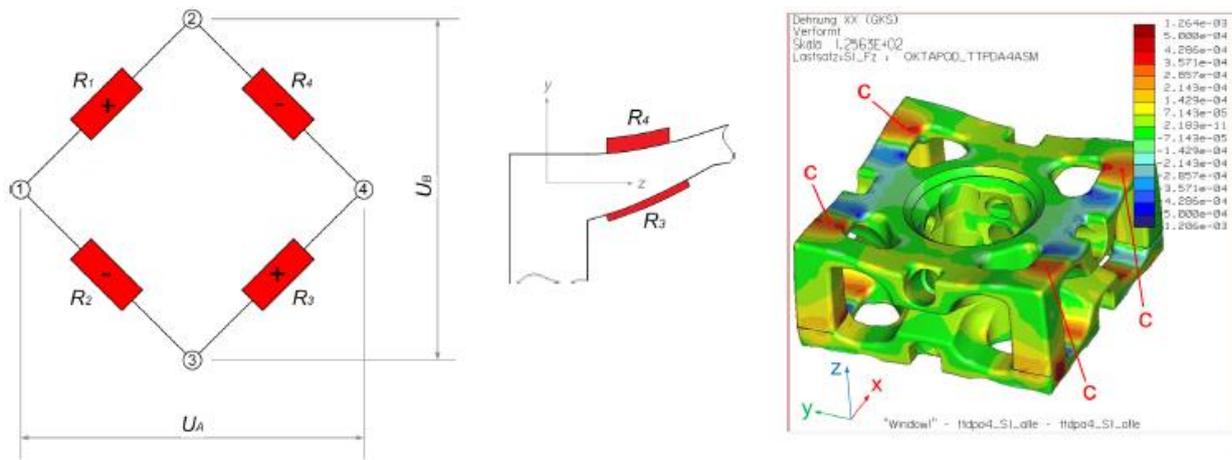


Abbildung 36 Schaltung der Dehnungsmessstreifen (links) und Anordnung auf den 8 Stegen des Kraft-/Momentensensor (Mitte) sowie FEM-Analyseergebnisse des Oktapod TF der Sensorversion für erhöhte Belastungen (rechts, Zugdehnungszonen C in medio-lateraler Richtung bei Axialbelastung)

Sei k im Folgenden die Anzahl der simultan erzeugten Ausgangssignale des Sensors, m die Anzahl der messbaren Lastkomponenten, n die Anzahl der für die Kalibrierung durchgeführten Messungen und C die Kalibriermatrix mit den Komponenten $c_{1,1} \dots c_{m,k}$. Mit einem Kraft- und/oder Momentensensor können bis zu $m = 6$ linear unabhängige Lastkomponenten bestimmt werden. Dazu müssen mindestens $k \geq m$ Signale gemessen werden.

$$\begin{bmatrix} l_1 \\ \vdots \\ l_m \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} c_{1,1} & \dots & c_{1,k} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ c_{m,1} & \dots & c_{m,k} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} s_1 \\ \vdots \\ s_k \end{bmatrix} \quad \text{mit } m \leq 6 \quad \text{und } k \geq m \quad (12.1)$$

Um den Sensor zu kalibrieren und die sogenannte Kalibriermatrix $C \in \mathbb{R}^{m \times k}$ berechnen zu können, bedarf es mindestens so vieler Messungen wie vom Sensor erfassbarer Lastkomponenten. Es müssen also $n \geq m$ bekannte Lastfälle auf den Sensor aufgebracht und die korrespondierenden Signalvektoren ermittelt werden.

$$\begin{bmatrix} l_{1,1} & \dots & l_{1,n} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ l_{m,1} & \dots & l_{m,n} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} c_{1,1} & \dots & c_{1,k} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ c_{m,1} & \dots & c_{m,k} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} s_{1,1} & \dots & s_{1,n} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ s_{k,1} & \dots & s_{k,n} \end{bmatrix} \quad (12.2)$$

Die Kalibriermatrix kann dann über die Multiplikation der Lastmatrix L mit der Pseudoinversen der Signalmatrix S berechnet werden.

$$C = L \cdot S^+ \quad (12.3)$$

Um die Messgenauigkeit des Belastungssensors zum Einbau in Prothesen zu erhöhen, wurden alternative Kalibrierverfahren entwickelt. Das im Folgenden vorgestellte Verfahren der polynomialen Regression ist der linearen Kalibrierung prinzipiell ähnlich. Jedoch lassen sich Nichtlinearitäten durch Übersprechen zwischen den Lastkomponenten und nichtlineares Verformungsverhalten des Sensorkörpers bewerten und ausgleichen.

3.4.3 Kalibrierverfahren polynomiale Regression

Die nichtlinearen Zusammenhänge zwischen der zu messenden Last und dem Sensorsignal werden durch ein Polynom approximiert. Um sowohl achsen- als auch punktsymmetrische Verläufe annähern zu können, muss der Polynomgrad mindestens drei betragen. Bei höheren Polynomgraden steigt die Momomanzahl und der damit verbundene Messaufwand zu stark. Zudem kann ein Overfitting in Form von unerwünschten Oszillationen der Kennlinien auftreten. Neben dem nichtlinearen Verformungsverhalten des Federkörpers kann es zu Übersprechen zwischen den Lastkomponenten kommen. Deshalb werden auch Mischterme in die Berechnung einbezogen. Der Zusammenhang zwischen Last l und Sensorsignal s wird also über ein vollständiges Polynom vom Grad 3 in k Variablen angenähert:

$$\left. \begin{aligned} l &= l_o && \text{(Monome vom Grad 0)} \\ &+ \sum_{i=1}^k c_i \cdot s_i && \text{(Monome vom Grad 1)} \\ &+ \sum_{i=1}^k \sum_{j=i}^k c_{i,j} \cdot s_i s_j && \text{(Monome vom Grad 2)} \\ &+ \sum_{i=1}^k \sum_{j=i}^k \sum_{t=j}^k c_{i,j,t} \cdot s_i s_j s_t && \text{(Monome vom Grad 3)} \end{aligned} \right\} \begin{array}{l} \text{vollständiges Polynom} \\ \text{vom Grad 3 in } k \text{ Variablen} \end{array} \quad (13.1)$$

Handelt es sich beispielsweise um einen 1-Komponenten-Sensor mit zwei Signalausgängen ($k = 2$), lässt sich die Last l wie folgt darstellen:

$$l = \underbrace{\begin{bmatrix} l_0 & c_1 & c_2 & c_{1,1} & c_{1,2} & c_{2,2} & c_{1,1,1} & c_{1,1,2} & c_{1,2,2} & c_{2,2,2} \end{bmatrix}}_C \cdot \begin{bmatrix} 1 \\ s_1 \\ s_2 \\ s_1^2 \\ s_1 s_2 \\ s_2^2 \\ s_1^3 \\ s_1^2 s_2 \\ s_1 s_2^2 \\ s_2^3 \end{bmatrix} \quad (13.2)$$

Die Anzahl der möglichen Monome N eines vollständigen Polynoms kann mit Hilfe des Binomialkoeffizienten über den Grad g des Polynoms und der Anzahl der Variablen k berechnet werden:

$$N = \binom{k+g}{g} \quad (13.3)$$

Um die Koeffizienten der Monome in der Kalibriermatrix C berechnen zu können sind mindestens $n \geq N$ Messungen nötig. Es sollten allerdings deutlich mehr Messungen über den gesamten Messbereich durchgeführt werden als theoretisch nötig ($n \gg N$). Denn mit zunehmender Anzahl an Monomen steigt der Einfluss von Störgrößen, da sich das Verhältnis von Anzahl der Koeffizienten zu Anzahl der Messpunkte verschlechtert. Weiterhin sollte jede Lastkomponente in verschiedenen Stufen aufgebracht werden, um nichtlineares Verformungsverhalten des Sensorfederkörpers approximieren zu können.

Mit n aufgenommenen Messpunkten folgt:

$$\underbrace{\begin{bmatrix} l_1 & \dots & l_n \end{bmatrix}}_L = C \cdot \begin{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 \\ s_1 \\ s_2 \\ s_1^2 \\ s_1 s_2 \\ s_2^2 \\ s_1^3 \\ s_1^2 s_2 \\ s_1 s_2^2 \\ s_2^3 \end{bmatrix}_1 & \dots & \begin{bmatrix} 1 \\ s_1 \\ s_2 \\ s_1^2 \\ s_1 s_2 \\ s_2^2 \\ s_1^3 \\ s_1^2 s_2 \\ s_1 s_2^2 \\ s_2^3 \end{bmatrix}_n \end{bmatrix} \quad (13.4)$$

Die Koeffizienten werden dann wieder über die bereits bekannte Pseudoinverse berechnet. Weitere Lastkomponenten können nun als Zeile in der Lastmatrix L und Kalibriermatrix C ergänzt werden:

$$L = \begin{bmatrix} l_{1,1} & \dots & l_{1,n} \\ l_{2,1} & \dots & l_{2,n} \end{bmatrix} \quad (13.5)$$

Für den 6-Komponenten-Sensor mit acht Signalausgängen und vollständigem Polynom vom Grad 3 müssten dementsprechend 165 Koeffizienten bestimmt werden. Deshalb werden im Folgenden für jede Lastkomponente nur die Monome mit einem starken Einfluss auf die Messgenauigkeit des Sensors ausgewählt. Die ausgewählten Monome sollen sich dabei zwischen den einzelnen Lastkomponenten unterscheiden können, um unterschiedlichen Einflüssen auf die Messgenauigkeit Rechnung zu tragen. Für jede Lastkomponente wird deshalb ein eigenes Polynom erstellt. Die Auswahl der relevanten Monome soll im Folgenden anhand des Beispiels mit zwei Lastfällen und zwei Signalausgängen erläutert werden. Zunächst wird analog zur linearen Regression mit einem Polynom vom Grad eins begonnen. Für jede Lastkomponente hat das Polynom somit die Form:

$$l = l_o + c_1 s_1 + c_2 s_2 \quad (13.6)$$

Mit n Messpunkten berechnen sich die Koeffizienten des Polynoms bzw. die Kalibriermatrix C dann zu:

$$\underbrace{\begin{bmatrix} l_o & c_1 & c_2 \end{bmatrix}}_C = \underbrace{\begin{bmatrix} l_1 & \dots & l_n \end{bmatrix}}_L \cdot \underbrace{\begin{bmatrix} 1 & \dots & 1 \\ s_{1,1} & \dots & s_{1,n} \\ s_{2,1} & \dots & s_{2,n} \end{bmatrix}}_{S^T} \quad (13.7)$$

Mit der ermittelten Kalibriermatrix werden dann aus den Signalen Lasten berechnet:

$$\tilde{L} = \begin{bmatrix} \tilde{l}_1 & \dots & \tilde{l}_n \end{bmatrix} = C \cdot S \quad (13.8)$$

Aus der Differenz zwischen ermittelten und mit dem Referenzsensor gemessenen Lasten wird dann der Messfehler als Root Mean Square Error (RMSE) bestimmt:

$$\text{RMSE} = \sqrt{\frac{1}{n} \cdot \sum_{i=1}^n (\tilde{l}_i - l_i)^2} \quad (13.9)$$

Im nächsten Schritt wird das Polynom abwechselnd um jeweils eines der übrigen 7 Monome (s_1^2 , $s_1 s_2$, s_2^2 , s_1^3 , $s_1^2 s_2$, $s_1 s_2^2$, s_2^3) erweitert. Es folgen somit 7 Polynome mit jeweils vier Monomen. Zu den 7 Signalmatrizen werden anschließend wieder die korrespondierenden Kalibriermatrizen und der RMSE berechnet. Das Polynom, welches dabei zum kleinsten RMSE führt, wird anschließend gespeichert. Zudem wird das dort verwendete Monom aus der Liste der übrigen Monome gestrichen. Der Vorgang wird so oft wiederholt bis alle übrigen Monome aufgebraucht sind.

Um zu überprüfen, ob die Polynome auch bei anderen Lastfällen eine stabile Lösung liefern, werden weitere Messdaten (Testdaten) gesammelt, die sich von den zuvor verwendeten Trainingsdaten unterscheiden. Die Sensorsignale der Testdaten werden dann mit den acht Polynomen verrechnet und der zugehörige RMSE ermittelt. Für die Messungen wurden ein automatischer Kalibrierprüfstand und ein manuelles System eingesetzt.

3.4.4 Kalibrierprüfstand

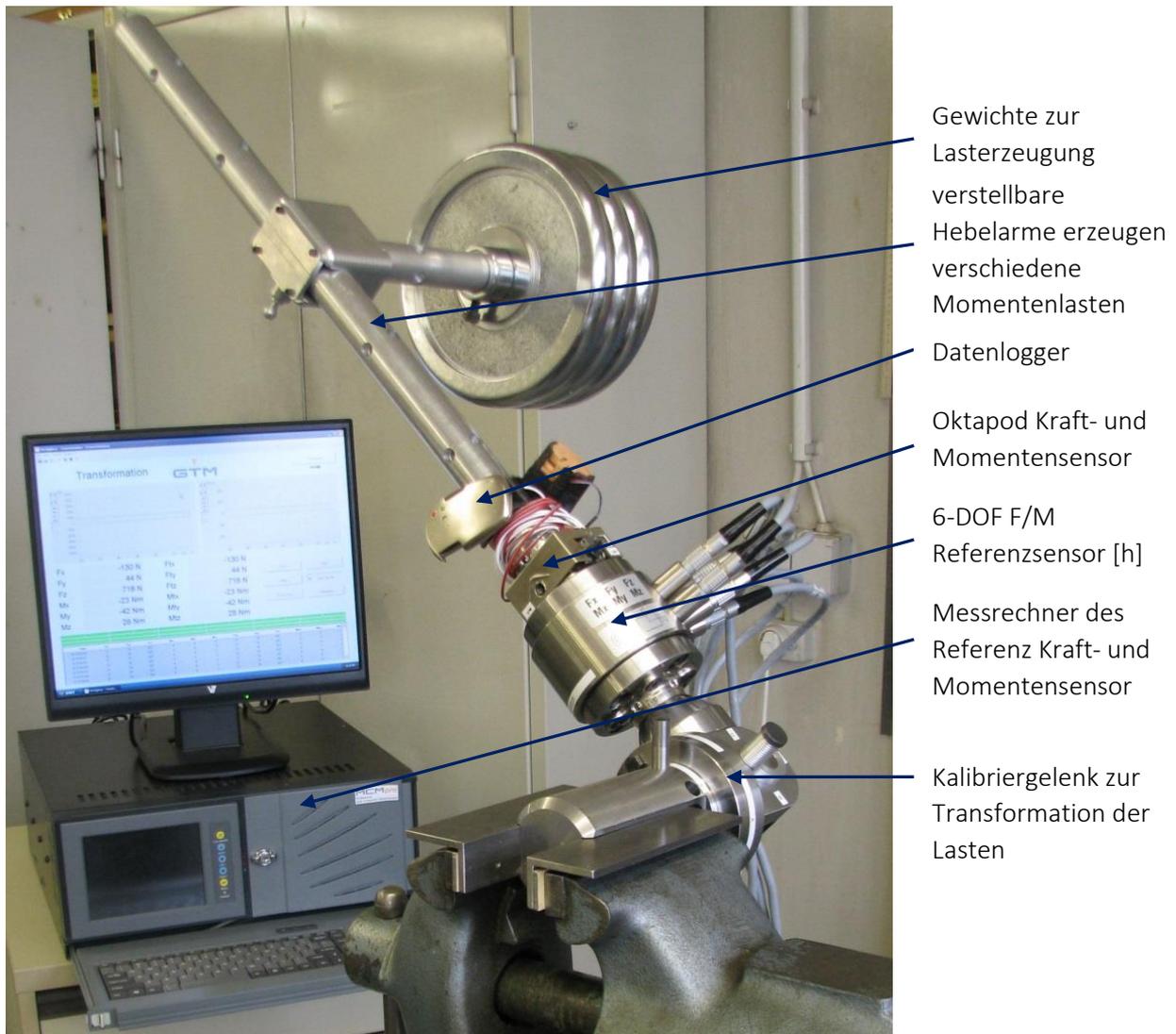


Abbildung 37 Einrichtung zur manuellen Kalibrierung

Um den Einfluss der verschiedenen Kalibriervarianten auf die Messgenauigkeit bewerten zu können, wurde ein manueller Kalibrierprüfstand an der TU Berlin aufgebaut. Weiterhin wurde ein aktuatorgestützter automatisierter Prüfstand genutzt [52]. Die Aufbringung der Kalibrierlasten mittels Gewichten und Hebelarmen am manuellen Kalibrierprüfstand versprach eine größere Flexibilität und damit eine bessere Abdeckung des Lastraums. Dazu stand ein Kalibriergelenk zur Verfügung, das über 2 Freiheitsgrade verfügt und verschiedene definierte Winkelstellungen ermöglicht [20]. Es wurde hinsichtlich der nutzbaren Winkelstellungen erweitert, um eine bessere Abdeckung des Lastraums zu gewährleisten. Außerdem wurde eine Anbindung für einen Referenzsensor geschaffen, der die analytische Berechnung der Lasten über Gewicht und Hebelarm ersetzt. Die Kombination aus vielfältig verstellbaren Hebelarmen und anpassbaren Kalibriergewichten und die automatische Messung der Belastungssituation ermöglichen es eine große Zahl an Lastfällen bei einem moderaten Messaufwand abzubilden ($n \gg m$). Durch die manuelle Verstellung kann jedoch nur der untere Lastbereich abgedeckt werden. Im Feld auftretende Kräfte um 1kN würden ein zu hohes Gewicht an der

Hebelarmkonstruktion erfordern, das nicht mehr sicher zu bewegen ist. Das insbesondere für eine Kleinserienfertigung besser geeignete automatische Kalibrierverfahren diene somit als Ergänzung, besonders hinsichtlich der Bewertung von Linearitätsfehlern im oberen Lastbereich mit Hilfe verschiedener Laststufen. Um auch hier eine Steigerung der abdeckbaren Lastfälle zu ermöglichen, wurde die Aktuatoranordnung angepasst und ein zusätzlicher manueller Freiheitsgrad mit 45° Teilung um die Sensor-Längsachse realisiert. Weiterhin wurden die Skripte zur Prüfstandssteuerung angepasst. Zur Bestimmung der Kalibriermatrix wurde eine Software entwickelt, die eine automatische Auswertung der Kalibriermessung ermöglicht. Es wurden eine Anleitung zur Durchführung der Kalibriermessung und Messprotokollvorlagen erstellt.

3.4.5 Messfehlerabschätzung

Für die abschließende Bewertung der Kalibrierverfahren wurde der automatische Prüfstand eingesetzt, um sich an den Anforderungen der späteren Sensorfertigung zu orientieren. Mit der in Abbildung 38 gezeigten Versuchsanordnung wurden rund 440 Lastfälle aufgenommen. Dazu wurde die Konstruktion viermal in 45° Schritten um die z-Achse gedreht. Von den aufgenommenen Lastfällen wurden ca. 300 als Trainingsdaten und ca. 140 als Testdaten verwendet.

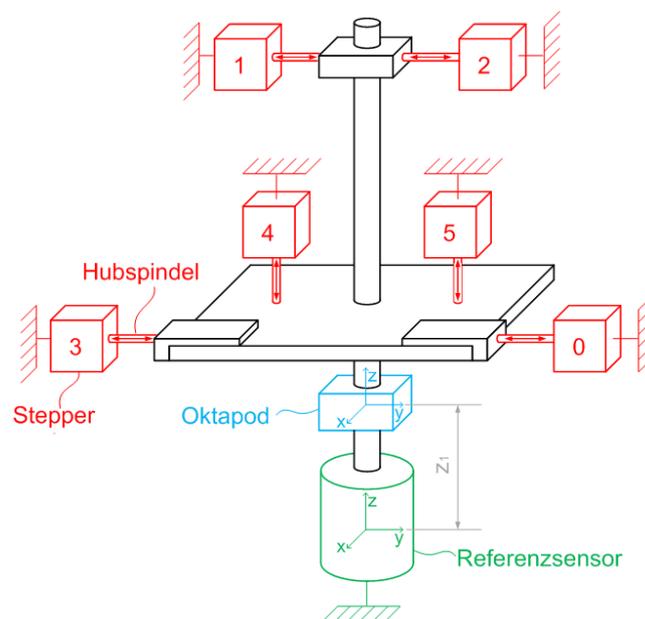


Abbildung 38 Automatisierter Kalibrierprüfstand, Schrittmotoren mit Hubspindeln (rot), Kraft-/Momentensensor Oktapod (blau), Referenz Kraft- Momentensensor (grün)

Zuerst wurde der Signal-Offset betrachtet (Abbildung 39). Im gesamten Messverlauf treten sowohl Sprünge als auch eine langsame Drift des Offsets auf. Die Sprünge und vermeintlichen Oszillationen sind dabei auf Hysterese-Effekte aufgrund wechselseitiger Belastungen des Sensors mit verschiedenen Laststufen zurückzuführen. Die vergleichsweise langsame Offset-Drift resultiert aus Temperaturdehnungen durch die stromdurchflossenen DMS und macht sich besonders in den ersten 15 min der Messung (bis Lastfall 50) bemerkbar. Um die Offset-Drift zu minimieren, wurde im Laufe der Messungen nach je 35 Lastfällen ein Nullabgleich durchgeführt und die Daten der ersten Minuten wurden vernachlässigt.

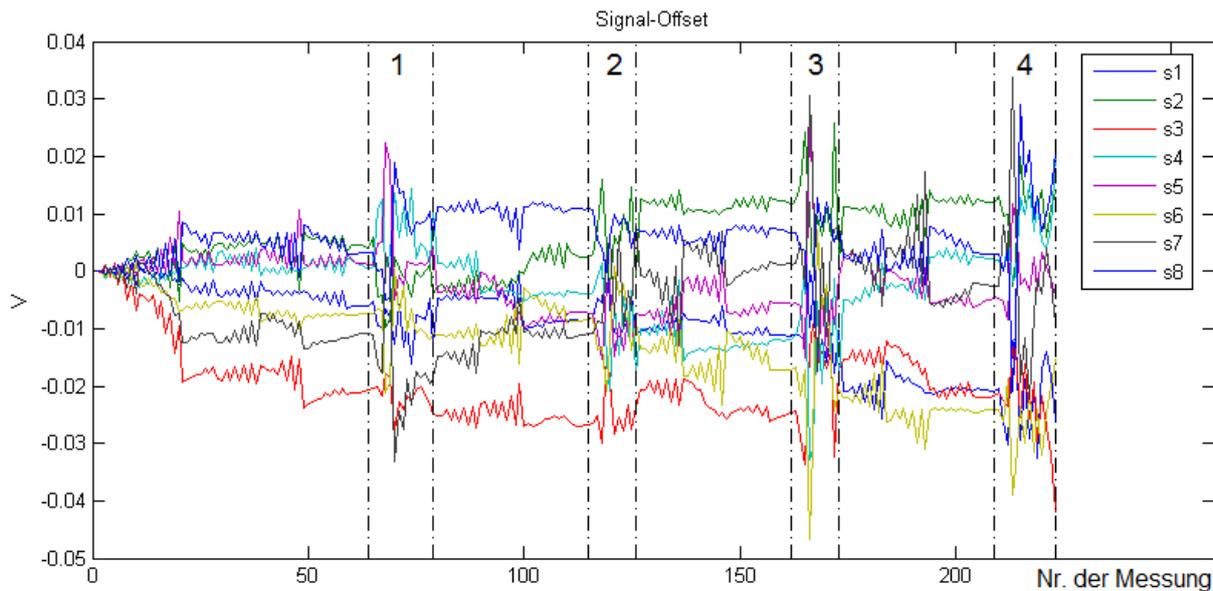


Abbildung 39 Signaloffset während des Kalibrierversuchs, jeder Datenpunkt repräsentiert einen über Mittelwertbildung bestimmten Offset nach Entlastung des Sensors, Drifteffekte aus Temperaturdehnung zu Beginn der Messung und Hystereseeffekte durch meist wechselseitige Belastung verschiedener Stufen

Um den Nullpunktfehler besser bewerten zu können, wurde aus den Trainingsdaten eine lineare Kalibriermatrix berechnet und mit dem Signaloffset multipliziert (Tabelle 5). Der resultierende RMSE (RMSE absolut) wurde außerdem auf das jeweilige Signalmaximum normiert (RMSE relativ). Weiterhin wurde für das lineare Kalibrierverfahren der gesamte Messfehler aus den Abweichungen der Testdaten zu den Werten des Referenzsensors in derselben Weise bestimmt. Dadurch konnte der Anteil der Hysterese am gesamten Messfehler abgeschätzt werden. Im Schnitt beträgt dieser 40%. Er kann auch durch eine polynomiale Regression nicht ausgeglichen werden.

Tabelle 5 Messfehler nach linearer Kalibrierung im Vergleich zu einem Referenzsensor und Nullpunktfehler aus Hystereseeffekten

	Messfehler		Nullpunktfehler	
	RMSE absolut	RMSE relativ	RMSE absolut	RMSE relativ
F_x	6,53 N	2,19%	2,79 N	0,93%
F_y	6,88 N	2,08%	2,68 N	0,81%
F_z	35,84 N	2,00%	5,03 N	0,28%
M_x	0,26 Nm	0,24%	0,12 Nm	0,11%
M_y	0,30 Nm	0,28%	0,10 Nm	0,09%
M_z	0,29 Nm	0,75%	0,18 Nm	0,48%

Da sich andererseits rund 60% des Messfehlers auf systematische Effekte wie Übersprechen und Linearitätsfehler zurückführen lassen, wurde die polynomiale Regression mit Hilfe der Trainingsdaten durchgeführt. Die Testdaten dienen dann der Validierung der Ergebnisse. Für die nichtlineare Kalibrierung mussten zunächst die für die Messgenauigkeit entscheidenden Monome identifiziert werden. In Abbildung 40 wird deutlich, dass der RMSE bezüglich der Trainingsdaten mit zunehmender Monomanzahl zunächst sinkt. Dabei entspricht das erste Polynom der Standardmethode bestehend aus acht Monomen vom Grad 1 ($l = c_1 s_1 + \dots + c_8 s_8$) und wird als Referenzwert genutzt. Die schwarz

gestrichelte Linie gibt den geschätzten Anteil der Hysterese-Fehler am RMSE an, der hier nicht unterschritten wird. Mit zunehmender Monomanzahl kommt es zu einem Overfitting des Polynoms auf die Trainingsdaten, so dass der RMSE der Testdaten wieder steigt.

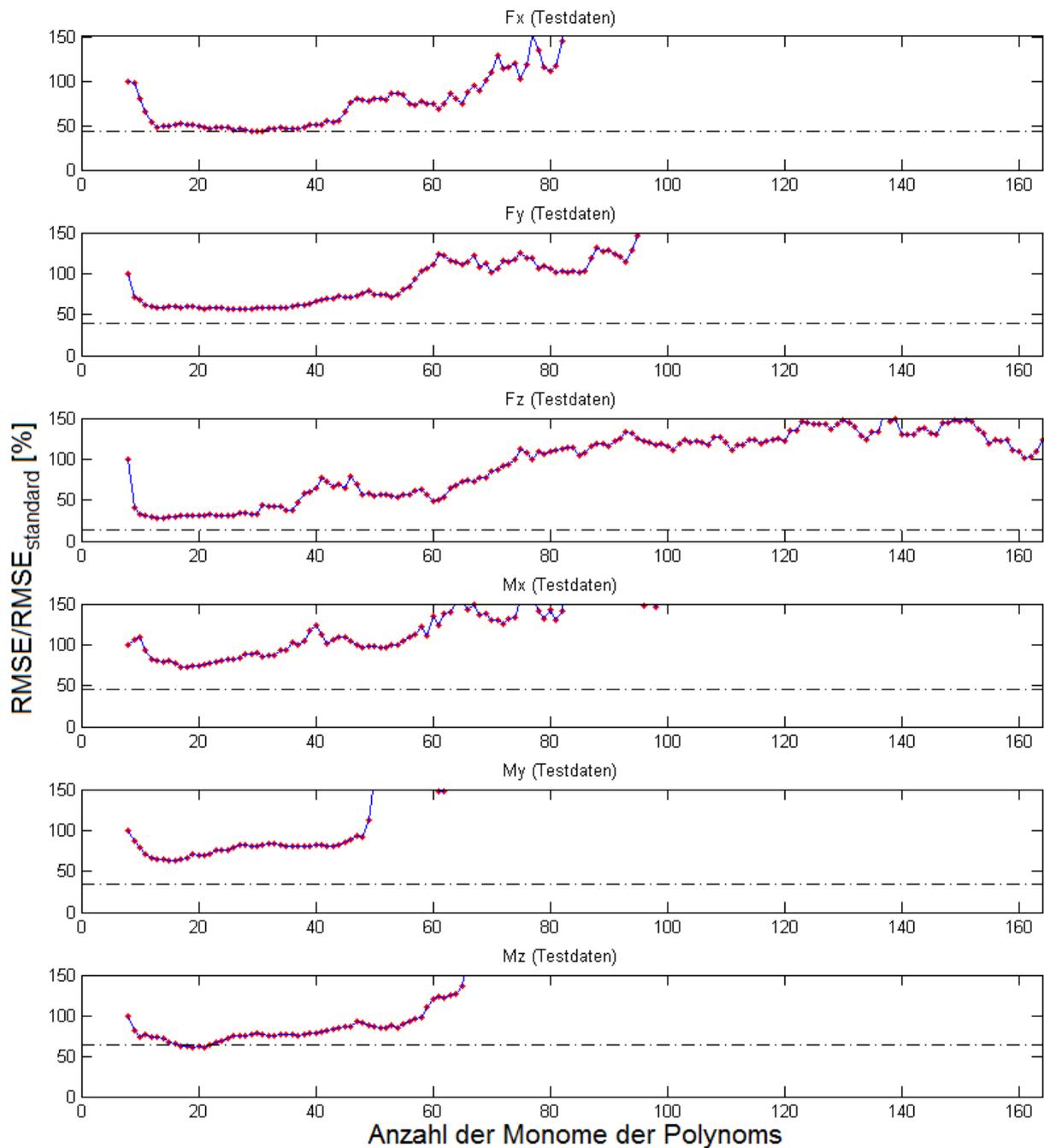


Abbildung 40 Root Mean Square Error (RMSE) der einzelnen Komponenten bei polynomialer Regression mit verschiedenen Monomanzahlen bezogen auf den RMSE der linearen Regression (rote Punkte), geschätzter Anteil der Hysterese (Strich-Punkt-Linie schwarz)

Um die notwendige Anzahl der Lastfälle zur Kalibrierung gering zu halten und Overfitting vorzubeugen, wird eine Monomanzahl von 17 für alle Signale gewählt. In Tabelle 6 ist der daraus resultierende RMSE für die Signale aufgeführt. Der Messfehler konnte im Vergleich zur linearen Regression um

durchschnittlich 43% reduziert werden. Für die stark durch Übersprechen beeinflusste Vertikalkraft kann sogar eine Reduktion um fast 70% erreicht werden.

Tabelle 6 Messfehler aus polynomialer Regression und Reduktion des Fehlers im Vergleich zu linearer Regression

	Polynomiale Regression		Reduktion zu linearer Regression
	RMSE absolut	RMSE relativ	
F_x	3,39 N	1,13%	48%
F_y	4,05 N	1,23%	41%
F_z	11,19 N	0,62%	69%
M_x	0,19 Nm	0,17%	27%
M_y	0,19 Nm	0,18%	35%
M_z	0,18 Nm	0,46%	38%

Die verbleibende Hysterese lässt sich nicht vermeiden, da ein geringes Sensorgewicht gefordert ist, das mit höheren Spannungen im Bauteil als bei üblichen Messzellen einhergeht. Bei den für den Sensorkörper verwendeten hochlegierten Stählen findet sich weiterhin im Zugtest keine Unterteilung in einen elastischen und plastischen Bereich. Es ist damit auch schon bei geringen Belastungen eine kleine Restverformung nach Entlastung zu erwarten, die auch in Versuchen gezeigt werden konnte. Ein Ausgleich der Hysterese wäre nur mit erheblichem Aufwand zum Beispiel über die Implementierung künstlicher neuronaler Netzwerke möglich und ist für die angedachte Anwendung bisher nicht notwendig. Hinsichtlich des Einsatzes in Prothesen kann deshalb von einem optimal dimensionierten Sensor ausgegangen werden, da das Sensorgewicht von erheblicher Bedeutung ist. Außerdem verhindert das Messen der Belastung direkt in der Prothese weitestgehend Transformationsfehler, die bei bodennahen Kraftmessplatten zwangsläufig auftreten, wenn Schnittlasten in der Prothese berechnet werden sollen. Die ermittelten Messabweichungen sind vor diesem Hintergrund als gering zu erachten. Bisher wurde das erarbeitete nichtlineare Kalibrierverfahren nicht in der Ganganalysesoftware verwendet, da die Automatisierung des umfangreichen Kalibriervorgangs noch nicht umgesetzt werden konnte. Dennoch erreicht der Sensor auch mit dem weniger aufwändigen linearen Kalibrierverfahren gute Übereinstimmungen zur stationären Ganganalyse, wie im folgenden Abschnitt ersichtlich wird.

Gegenüber dem in der Literatur beschriebenen Stand der Technik (Ausführliche Darstellung in Rüppel 2015 [53]) erzielt die vorgestellte Methode zur nichtlinearen Kalibrierung einen Fortschritt hinsichtlich der Auswahl der am besten geeigneten Monome. Die sukzessive Erweiterung des Polynoms durch das Monom mit dem höchsten Einfluss auf die Messgenauigkeit ist eine vertretbare Alternative zum Ausprobieren aller möglichen Kombinationen der Monome. Neben der polynomialen Regression konnte als Alternative zur Messung mit einem Referenzsensor das in der Literatur beschriebene „Shape from Motion“ Verfahren ebenfalls erfolgreich implementiert werden. Es berechnet einen linearen Zusammenhang zwischen Lastkomponenten und Sensorsignalen, wobei lediglich ein bekanntes Kalibriergewicht verwendet wird. Fehler in den Eingangsgrößen durch den Referenzsensor können dadurch vermieden werden. Da die Nichtlinearitäten einen größeren Einfluss auf die Messgenauigkeit haben, erzielte die polynomiale Regression jedoch bessere Ergebnisse. Der Ansatz wurde deshalb nicht weiter verfolgt, ist aber in Rüppel 2015 für den Oktapod Kraft-/Momentensensor ausführlich dargestellt [53] und kann durch den geringen Kalibrieraufwand für Produkte mit größerer Stückzahl wie Prothesenkomponenten mit Messfunktion empfohlen werden.

3.4.6 Validierung des Kraft-/Momentensensors

Die entwickelte Ganganalysesoftware bietet einen hohen Automatisierungsgrad beim Verarbeiten der umfangreichen Daten und stellt flexible Möglichkeiten zur Auswertung bereit. Die Daten der mobilen und stationären Ganganalyse werden parallel verarbeitet und vorgehalten. Dies dient der einfachen Validierung des mobilen Messsystems gegenüber der stationären Ganganalyse. In Abbildung 41 sind exemplarisch Ergebnisse des Vergleichs zwischen den stationären Messplatten der Ganganalyse und dem mobilen Kraft- und Momentenmesssystem Oktapod unter Nutzung des Standard-Kalibrierverfahrens lineare Regression dargestellt.

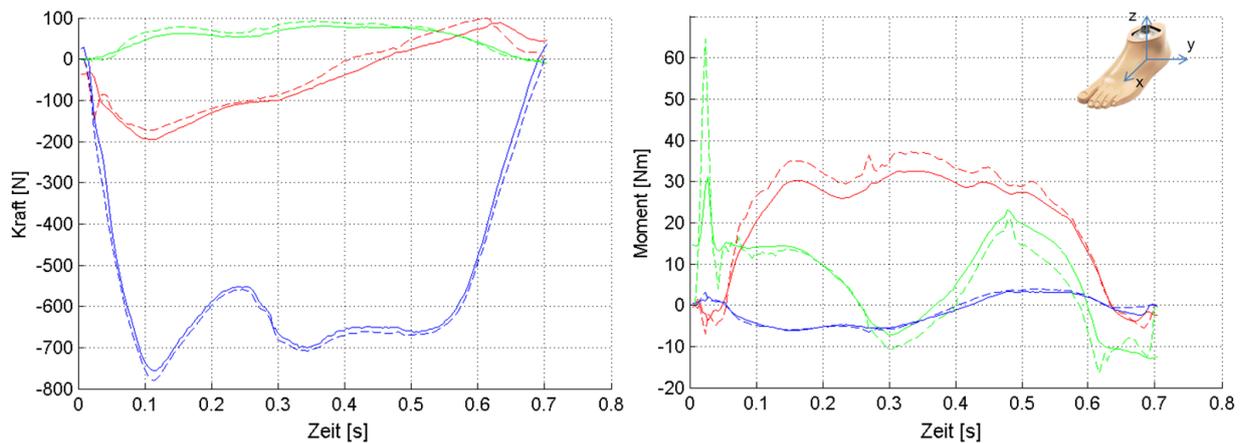


Abbildung 41 Beispielhafter Vergleich zwischen Kräften und Momenten der mobilen (durchgezogen) und stationären (gestrichelt) Ganganalyse (F_x/M_x rot, F_y/M_y grün, F_z/M_z blau) in der Standphase

Für den Vergleich wurde eine best-case Auswahl aus allen aufgenommenen Datensätze der Studie 1 zusammengestellt (siehe Abschnitt Studien zum Prothesenaufbau). Diese Auswahl wurde deshalb getroffen, weil die Abweichungen zwischen beiden Systemen nicht nur auf Differenzen zwischen den Kraftmessplatten und dem mobilen Belastungssensor zurückzuführen sind. Sie sind zum großen Teil dadurch begründet, dass zur Berechnung der Kräfte und Momente die Ausrichtung und Lage der Prothese im Raum genau bekannt sein muss. Die Fehler des kinematischen Messsystems pflanzen sich also auf der kinetischen Seite fort. Es war deshalb entscheidend die Einbauposition des Oktapods in der Prothese exakt zu bestimmen, was durch die kleinen Anlageflächen am Oktapod und die Freiformflächen an der Prothese erschwert wurde. Die Lage konnte deshalb nur grob mit einer elektronischen Wasserwaage ermittelt werden. Weiterhin wurde eine Lokalisation über drei Ganganalysemarker realisiert (Abbildung 11). Trotz der rigiden Anbindung an die metallische Struktur des Oktapods können durch Lokalisationsfehler und geringe Abstände der Marker zueinander Winkelfehler entstehen. Um die verbleibenden Messfehler bei der Lagebestimmung auszugleichen, wurde ein Optimierungsalgorithmus entwickelt, der die Lage des Oktapods relativ zur Prothese verändert, um eine hohe Übereinstimmung mit den gemessenen Kräften und Momenten der Kraftmessplatten zu erzielen. Durch eine Gewichtungsfunktion wurden die Bereiche unmittelbar nach dem Auftreten und vor dem Abstoßen ausgespart, da dort dynamische Effekte prominent sind. Da sich die Oktapodlage nur durch die Anpassung des Aufbaus ändern kann, erfolgte die Optimierung für jeweils alle Trials eines Prothesenaufbaus und war in einem engen Bereich um die zuvor gemessene Lage angesiedelt.

Tabelle 7 Mittlerer Offset zwischen optimierter Koordinatensystemlage und gemessener Koordinatensystemlage des Oktapod, Vergleich der 63 best-case Trials

	Relativer Offset rotatorisch	Standardabweichung
Frontalwinkel	1,7°	0,2°
Sagittalwinkel	0,4°	0,4°
Transversalwinkel	2,9°	1,2°
	Relativer Offset translatorisch	Standardabweichung
medio-lateral	-7 mm	2 mm
anterior-posterior	-6 mm	2 mm
cranial-caudal	15 mm	6 mm

Der Messfehler wurde dann als mittlerer Betrag der Differenzen aus den einzelnen Datenpunkten bestimmt. Verbleibende Messfehler treten besonders beim Auftreten und Abstoßen auf und können zum Beispiel auf die Trägheit des Unterschenkels, Hystereseeffekte am Oktapod und die Abhängigkeit der Genauigkeit der Kraftmessplatten vom Lasteinleitungspunkt zurückgeführt werden. Aus genannten Effekten resultiert wahrscheinlich auch der verbleibende mittlere translatorische Offset und der rotatorische Offset in der Transversalebene. Dennoch lässt sich insgesamt eine hohe Übereinstimmung zwischen den beiden Messsystemen für die best-case Betrachtung festhalten (Tabelle 8). In den 63 verglichenen Trials zeigten sich für die Vertikalkraft die geringsten relativen Abweichungen (Root Mean Square Error bezogen auf das Betragsmaximum) von unter 2%, die damit ähnliche Werte wie bei den Kalibrierversuchen mit dem Standardverfahren erreichten. Für die anderen Komponenten lag die Abweichung im Bereich von 3% bis 5% und fügt sich damit in das in der Literatur beschriebene Bild [20].

Tabelle 8 Vergleich zwischen Kraftmessplatten und Oktapod, erreichbarer mittlerer Fehlerbetrag bei Elimination der Transformationsfehler, berechnet aus 63 best-case Trials

	Mittlerer Fehlerbetrag absolut	Standardabweichung absolut	Mittlerer Fehlerbetrag bezogen auf Betragsmaximum
Fx	6,1 N	1,4 N	3,3%
Fy	3,3 N	0,8 N	4,9%
Fz	14,2 N	3,3 N	1,8%
Mx	1,1 Nm	0,2 Nm	3,1%
My	1,1 Nm	0,4 Nm	4,1%
Mz	0,3 Nm	0,1 Nm	4,1%

4 Ganganalytische Studien und Ergebnisse

Um die angestrebte automatisierte Bewertung der Prothesenversorgung realisieren zu können, ist eine umfassende Kenntnis des Einflusses verschiedener Prothesenkomponenten und geometrischer Variationen des Prothesenaufbaus notwendig. Bei den Prothesenkomponenten ist zuerst der Prothesenschaft hervorzuheben, da er das Bindeglied zwischen Prothese und Nutzer darstellt. Entsprechend existieren verschiedene Untersuchungen zu biomechanischen Auswirkungen verschiedener Schaftgestaltungen (siehe Absatz 2.4), weshalb der Schaft hier mit Hinblick auf langwierige Umgewöhnungseffekte ausgespart wird. Stattdessen wurde stets der zeitaufwendig optimierte, gewohnte Prothesenschaft jedes Probanden genutzt oder es wurde eine Kopie des gewohnten Schaftes erstellt, die zwischen Prothesenkniegelenk und Schaftadapter ausreichend Bauraum für die Messtechnik bereithielt. Der Einfluss der weiteren Prothesenkomponenten, Kniegelenk und Prothesenfuß, wurde exemplarisch untersucht. Zuerst soll hier der Einfluss verschiedener Kniegelenke betrachtet werden, da sie in modernen Beinprothesen die wichtigsten Regelungsfunktionen übernehmen. Durch die größere Variantenvielfalt bei Prothesenfüßen ist eine vollständige Abdeckung in den Untersuchungen ausgeschlossen. Deshalb beschränken sich die zugehörigen Untersuchungen auf zwei Exemplare, um einen generellen Eindruck des Effekts durch die Fußpassteilwahl zu erhalten. Sie wurden im Rahmen der anschließend vorgestellten Pilotstudie verglichen. Der Hauptfokus der Pilotstudie lag auf unterschiedlichen Prothesenaufbauvarianten, wobei alle Prothesenfreiheitsgrade exemplarisch untersucht wurden. Im Versorgungsalltag häufig angepasste Prothesenfreiheitsgrade stehen in den beiden folgenden Studien 1 und 2 zu Prothesenaufbauvariationen im Fokus, wobei immer wieder deutliche interindividuelle Unterschiede im Gangmuster auftreten. Mit Hilfe umfangreicher Datensätze aus einer einjährigen Feldstudie wurden deshalb Normierungsstrategien für biomechanische Parameter evaluiert, die die Differenzen verringern. Eine mit den Daten realisierte Aktivitätsmustererkennung, basierend auf maschinellen Lernmethoden, gibt einen Ausblick auf weitere Einsatzbereiche des mobilen Ganganalysesystems. Dieselben maschinellen Lernmethoden werden dann für eine automatische Klassifikation von Prothesenaufbauvarianten eingesetzt, um sich einer automatisierten Bewertung prothetischer Versorgung zu nähern. Abschließend wird eine Studie vorgestellt, die sich allein auf das mobile Messsystem stützt und die sonst parallel verwendete stationäre Ganganalyse außen vor lässt. Wieder stehen Prothesenaufbauvariationen im Fokus, daneben aber auch Detektionsmöglichkeiten für typische Gehfehler mit Beinprothese. Die abschließende Diskussion der Studienergebnisse bewertet die Ergebnisse und lotet die Eignung des erreichten Entwicklungsstands des mobilen Messsystems für die Bewertung prothetischer Versorgung aus.

Tabelle 9 Übersicht zu den ganganalytischen Studien und ihren Untersuchungsgegenständen

Design und Leistungsfähigkeit mikroprozessorgesteuerter Kniegelenke (Absatz 4.1)	
MPK-Studie 1	Untersuchung des Einflusses der mikroprozessorgesteuerten Kniegelenke <i>C-Leg</i> [a], <i>Orion</i> [i], <i>Plié2.0</i> [j] und <i>Rel-K</i> [k] auf das Gangbild mit Bewertung der Leistungsfähigkeit der Funktionselemente mittels Reverse-Engineering
MPK Studie 2	Ergänzende Untersuchung zur MPK-Studie 1 mit den überarbeiteten mikroprozessorgesteuerten Kniegelenken <i>C-Leg 4</i> [a], <i>Plié 3</i> [j] sowie <i>Rheo Knee 3</i> [l]
Datenauswertung: Feldstudie Mobilitätsuntersuchungen an Oberschenkelamputierten (Absatz 4.2)	
Bewertung von Varianzen in Aktivitätsmustern	Retrospektive Untersuchung der Daten bezüglich intraindividuelle Varianzen von Bewegungsmustern und hinsichtlich Normierungsstrategien zur Reduktion interindividueller Varianzen
Aktivitätsmustererkennung	Einsatz von Methoden des maschinellen Lernens zur probandenunabhängigen Aktivitätsmustererkennung aus biomechanischen Parametern

Studien zum Prothesenaufbau (Absatz 4.3)	
Pilotstudie	Vollständige Betrachtung des Einflusses der einzelnen Prothesenfreiheitsgrade auf das Gangbild sowie exemplarische Untersuchung verschiedener Prothesenfüße
Studie 1	Untersuchung des gewohnten Prothesenaufbaus sowie der anterioren und posterioren Knieverschiebung ausgehend vom Aufbau nach Herstellerangaben als vergleichbare Basis und Startpunkt bei einer neuen Versorgung
Studie 2	Untersuchung der anterioren und posterioren Knieverschiebung sowie der Plantarflexion und Dorsalextension des Prothesenfußes ausgehend vom gewohnten Prothesenaufbau als Startpunkt bei einer etablierten Versorgung
Datenauswertung: Maschinelles Lernen zur Klassifikation des Prothesenaufbaus (Absatz 4.4)	
Methoden zur Feature Selection	Bewertung der biomechanischen Parameter aus Studie 1 hinsichtlich ihrer Klassifizierungsleistung von Prothesenaufbauvarianten und Extraktion relevanter Feature-Sets
Methoden zur Klassifizierung	Bewertung der Klassifizierungsleistung verschiedener Methoden des maschinellen Lernens zur automatischen Klassifizierung von Prothesenaufbauvarianten aus Studie 1
Studie mit mobilem Messsystem (Absatz 4.5)	
Untersuchung von Kombinationen von Aufbauvarianten	Kombination von Verschiebungen der Kniepolposition in anterior-posteriorer Richtung, der Knie- und Fußposition in medio-lateraler Richtung ausgehend vom gewohnten Aufbau mit geringer Schrittweite und Bewertung der Verwendbarkeit des mobilen Messsystems im versorgungsnahen Umfeld
Exemplarische Untersuchung von Gehfehlern	Bewertung der Detektionsmöglichkeiten von typischen Gehfehlern mit dem mobilen Messsystem anhand des Duchenne-Trendelenburg Gangs, der Zirkumduktion und des Vaultings

4.1 Design und Leistungsfähigkeit mikroprozessorgesteuerter Kniegelenke

Mikroprozessorgesteuerte Kniegelenke (MPK) haben, durch ihre situationsabhängige Anpassung der Bewegungswiderstände in Stand- und Schwungphase, einen festen Platz in der prothetischen Versorgung transfemoral Amputierter. Jedoch kann die Mikroprozessorsteuerung allein kein Gütesiegel für ein hochwertiges Kniegelenk sein. Seit der Markteinführung des ersten mikroprozessorgesteuerten Kniegelenks (MPK) in den 90er Jahren wurden diverse MPK entwickelt und vorgestellt. Die verschiedenen MPK besitzen unterschiedliche Kombinationen von Sensoren und Aktuatoren sowie diverse Steuerungsstrategien und Algorithmen. Das komplexe Zusammenspiel dieser Komponenten hat direkten Einfluss auf den Patientennutzen und die Patientensicherheit [55, 56, 57]. Die Auswahl eines geeigneten Kniegelenks für die spezifischen Bedürfnisse eines Patienten stellt dementsprechend eine nicht unerhebliche Herausforderung für Orthopädietechniker dar. Vergleichende Untersuchungen, die sich der funktionellen Charakteristik unterschiedlicher Prothesensysteme widmen, können diesen Entscheidungsprozess unterstützen. Die Literatur vergleicht jedoch MPK meist mit passiven mechanischen Kniegelenken [58, 59, 60, 61, 25, 62, 63, 64, 65, 66, 67, 68]. Weiterhin beschränken sich die Methoden hauptsächlich auf Interviews, Patientenberichte oder standardisierte Fragebögen, sofern größere Patientenkollektive untersucht werden oder mehrerer Untersuchungszentren eingebunden sind [57, 58, 59]. Die Studienergebnisse zeigen positive Effekte bei der Nutzung von MPK, auch hinsichtlich psychosozialer Aspekte. Die Untersuchung biomechanischer Parameter bleibt häufig auf messtechnisch leicht zu bestimmende Werte wie Anzahl der Schritte pro Tag, selbstgewählte Ganggeschwindigkeit, Gangsymmetrie und Dauer verschiedener gestellter Aufgaben beschränkt [60, 61, 25, 62, 63, 64, 65, 66]. Umfassendere biomechanische Betrachtungen wie Gleichgewichtsanalyse, Ganzkörperkinematik, Bodenreaktionskräfte und Energieverbrauch erfolgen nur mit kleinen Probandenkollektiven [60, 61, 25, 62, 67]. Hier zeigen alle Studien positive Effekte bei der Nutzung von MPK. Das Spektrum an Methoden zur Untersuchung der Stolper- und Sturzneigung bei Nutzung von MPK im Vergleich zu

passiven mechanischen Kniegelenken reicht von Patientenberichten [59, 63, 65, 66] bis zu forcierten Sturzsituationen im Labor [67]. Auch hier zeigen die genannten Studien ein höheres Sicherheitslevel für MPK, das wahrscheinlich mit der höheren Multitaskingfähigkeit bei deren Nutzung zusammenhängt. Bei anderen biomechanischen Parameter sind nur geringfügige positive Tendenzen für MPK festzustellen aber keine statistisch signifikanten Ergebnisse, wie zum Beispiel beim Energieverbrauch [61]. Das unterstreicht, dass trotz der offensichtlichen Unterschiede zwischen passiven mechanischen Kniegelenken und MPK große Patientenkollektive untersucht werden müssen, um die erheblichen interindividuellen und intraindividuellen Unterschiede in biomechanischen Untersuchungen auszugleichen. Ein Vergleich verschiedener MPK wäre durch die zu erwartenden geringeren funktionellen Unterschiede entsprechend deutlich aufwendiger. In den hier vorgestellten Studien wird deshalb ein anderer Ansatz verfolgt. Um verschiedene MPK miteinander zu vergleichen werden umfassende biomechanische Untersuchungen mit einer kleinen Gruppe vergleichsweise aktiver Patienten durchgeführt. In einer folgenden technischen Analyse der Gelenksysteme wird geprüft, ob die festgestellten funktionellen Unterschiede durch das technische Design bedingt sind und damit auch bei Untersuchung anderer Patientenkollektive zu erwarten wären. Trotz der geringeren Patientenanzahl kann somit ein Zusammenhang zwischen technischem Design und funktioneller Qualität der MPK hergestellt werden, was letztendlich Rückschlüsse auf den zu erwartenden, durch individuelle Anforderungen geprägten Patientennutzen ermöglicht. Besonders vor dem Hintergrund kurzer Produktlebenszyklen ist dieser pragmatische Ansatz sinnvoll, da mit jeder Anpassung eines Produkts erhebliche Auswirkungen auf den Patientennutzen einhergehen können. Die folgenden Absätze fassen entsprechend eine vergleichende Studie [68] der Gelenke Kniegelenke C-Leg [a], Orion [i], Plié2.0 [j] und Rel-K [k] (MPK-Studie 1) mit einer Folgestudie [69] zusammen, die sich auch Nachfolgeprodukten wie C-Leg 4 [a], Plié 3 [j] und Rheo Knee 3 [l] widmet (MPK-Studie 2). Ziel war es die funktionellen Unterschiede im Feld der MPK herauszuarbeiten, um einen Eindruck vom Einfluss der Kniegelenke auf das Gangbild zu gewinnen.

4.1.1 Material und Methode

Die Messungen fanden in einem Ganglabor mit einer instrumentierten, 12 m langen Gehstrecke statt. Die Kinematik der Körpersegmente wurde mit einem optischen Ganganalysesystem (Vicon [m]) mit 12 Infrarotkameras erfasst. Die kinetischen Daten wurden mit zwei im Boden eingelassenen Kraftmessplatten (Kistler 9287A [n]) und simultan mit dem im Prothesenaufbau integrierten Kraft- und Momentensensor Oktapod [a] gemessen. Infrarotlicht reflektierende Marker wurden an Articulatio metatarsophalangealis V lateral, Malleolus lateralis bzw. laterale Schraube des Prothesenfuß-Pyramidenadapters, Knieachse lateral nach Nietert 1977 [70] bzw. Knieachse lateral des MPK, Trochanter major, Acromion, Epicondylus lateralis humeri, und Processus styloideus ulnae auf die Haut gebracht. Die Gelenkwinkel wurden direkt aus den Markerpositionen der angrenzenden Körpersegmente berechnet.

In MPK-Studie 1 wurden die Kniegelenke C-Leg (Ottobock [a]), Orion (Chas A Blatchford and Sons [i]), Plié2.0 (Freedom Innovations [j]) und Rel-K (Rizzoli Ortopedia [k]), in MPK-Studie 2 die Kniegelenke C-Leg 4 [a], Plié 3 [j] und Rheo Knee 3 (Össür [l]) in Kombination mit einem 1C60 [a] Prothesenfuß und dem gewohnten Schaft in sitzbeinumgreifendem Design verwendet. Die Ethikkommission der Technischen Universität Berlin gab ein positives Votum für das Studiendesign unter dem Zeichen KR_02_20151118 ab. Die Probandendaten können dem Ergebnisteil entnommen werden (Tabelle 10 und Tabelle 15). Alle Probanden nutzen ein Genium MPK [a] im Alltag und hatten Erfahrung mit den untersuchten Kniegelenken aus früheren Ganglabortests. Dadurch konnte eine kurze Eingewöhnungszeit realisiert und eine gute Vergleichbarkeit der Ergebnisse sichergestellt werden.

Um die Unterschiede zwischen den MPK herauszuheben, erstellte ein Orthopädietechniker mit Hilfe des LASAR Assembly [a] einen identischen Prothesenaufbau für jedes Kniegelenk. Dabei wurden die Vorgaben der jeweiligen Hersteller zum Aufbau eingehalten. Daraufhin folgte die Optimierung des statischen Aufbaus mit dem LASAR Posture [a] nach Empfehlungen von Ottobock (Tabelle 10). Die Softwareparameter der Kniegelenke wurden vom Orthopädietechniker anschließend nach Herstellerangaben individuell angepasst, um ein bestmögliches Gehen bei allen Geschwindigkeiten zu gewährleisten. Daraufhin konnten sich die Probanden an das Gehen mit der jeweiligen Prothese gewöhnen. Bei positivem Eindruck sowohl des Probanden als auch des Orthopädietechnikers wurde die Eingewöhnungszeit beendet. Falls weitere Korrekturen an den Protheseneinstellungen notwendig waren, wurde die Eingewöhnung erneut begonnen.

Die Probanden absolvierten mit jedem Kniegelenk vier Versuchsreihen mit 8-10 Wiederholungen. Dabei wurden sie angewiesen in selbstgewählter mittlerer, langsamer und schneller Geschwindigkeit sowie in mittlerer Geschwindigkeit mit bewusster Standphasenflexion zu Gehen. In Tabelle 3 sind die gemessenen Geschwindigkeiten aufgeführt. Die Reihenfolge der MPK wurde randomisiert.

Für die kontinuierlich aufgezeichneten Daten des mobilen Messsystems wurden eine automatische Schritterkennung sowie ein automatischer Schrittfiter verwendet. Dadurch konnten Abbrems- und Beschleunigungsvorgänge entfernt werden. Für jeden identifizierten Schritt wurden Parameter bestimmt, die der statistischen Auswertung zugeführt wurden. Die Hypothesentestung für einzelne Parameter erfolgte bei einem Signifikanzniveau von 5% mit Kolmogorov-Smirnov Tests sowie mit mehrfaktoriellen Varianzanalysen (ANOVA) und Bonferroni-Korrektur im post-hoc Test [71]. Alle Schritte einer Gruppe wurden auf die jeweilige Schrittdauer normiert und gemittelt um typische zeitkontinuierliche Verläufe in den Diagrammen darstellen zu können. In MPK-Studie 2 wurde dazu ein Dynamic Time Warping Algorithmus verwendet [39]. Dabei wurden die 25% und 75%-Konfidenzintervalle unter den Kurven dargestellt, um die Streuung der Kurven bewerten zu können. Weiterhin wurde das Signifikanzniveau für die MPK-Studie 2 auf 2% gesenkt, da nicht bei allen Parametern in den einzelnen Gruppen eine Normalverteilung vorlag. Außerdem wurden Schritte mit einer Ganggeschwindigkeit kleiner 0,9 m/s von der Auswertung ausgeschlossen, da sie durch die allgemein größere Varianz in langsamen Bewegungsmustern die funktionellen Unterschiede zwischen den MPK überlagert hätten.

Eine ergänzende technische Analyse sollte die im Ganglabor identifizierten Differenzen in der Leistungsfähigkeit der MPK erklären. Dazu wurden Patente und die Angaben des Herstellers, wie Bedienungsanleitungen, Aufbauempfehlungen und Werbematerial ausgewertet [72, 73, 74, 75, 76, 77, 78, 79]. Weiterhin wurde mit einem für die Materialforschung entwickelten Computertomographen ein 3D-Datensatz jedes Kniegelenks aufgenommen. Die Kombination aus 450kV Hochenergie-Röntgenröhre und 1024x1024 Pixel Flachbilddetektor ermöglichte dabei eine Auflösung von 0,5 mm in allen Raumrichtungen. Die Computertomographien wurden von der Bundesanstalt für Materialprüfung bereitgestellt.

4.1.2 MPK-Studie 1

Tabelle 10 Überblick Probanden und statischer Prothesenaufbau MPK-Studie 1

Proband	a	b	c
Alter [Jahre]	39	28	49
Körpergröße [d]	183	175	185
Gewicht [kg]	90	80.5	89
Stumpflänge [cm]	21	27	25
Mobilitätsgrad	3	3	3
Prothesennutzung [Jahre]	31	15	29
Prothesennutzung MPK [Jahre]	13	8	16
Abstand Lastlinie Knie Drehpunkt gemessen auf LASAR Posture [a]			
C-Leg [mm]	30	28	28
Plié2.0 [mm]	30	28	29
Orion [mm]	30	29	29
Rel-K [mm]	29	28	30

4.1.2.1 Ergebnisse im Ganglabor

4.1.2.1.1 Zeit-Distanz-Parameter

Die drei selbstgewählten Geschwindigkeiten (langsam, mittel schnell) unterschieden sich zwischen den Probanden und sind in Tabelle 11 dargestellt. Alle Probanden tendierten dazu am schnellsten mit dem C-Leg und am langsamsten mit dem Rel-K zu gehen.

Tabelle 11 Ganggeschwindigkeiten [m/s], Mittelwert und Standardabweichung über alle Probanden

[m/s]	langsam	mittel	schnell
C-Leg	1,05±0,08	1,43±0,04	1,67±0,07
Plié2.0	1,09±0,06	1,36±0,04	1,61±0,08
Orion	1,01±0,07	1,38±0,02	1,60±0,06
Rel-K	0,97±0,06	1,31±0,04	1,56±0,11

Dies wird auch in Abbildung 42 deutlich, die den gewichteten Mittelwert und das Konfidenzintervall der Ganggeschwindigkeit für die einzelnen Kniegelenke angibt. So finden sich jeweils signifikante Unterschiede zwischen Rel-K und allen anderen Kniegelenken, da sich die Konfidenzintervalle nicht überlappen. Zwischen C-Leg und Plié2.0 sowie zwischen Orion und Plié2.0 besteht dementsprechend kein signifikanter Unterschied.

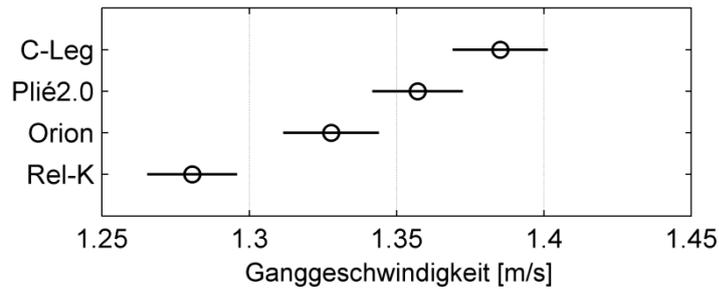


Abbildung 42 Ganggeschwindigkeit [m/s], gewichtete Mittelwerte und Konfidenzintervalle ($\alpha=0.05$) über alle Geschwindigkeiten und Probanden

Die Gangsymmetrie wurde anhand der Standphasendauer auf amputierter und kontralateraler Seite bestimmt. Die Verkürzung der Standphase auf der amputierten Seite lag im Mittel bei $3,93 \pm 9,74\%$ des Gangzyklus. Dabei konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen den Probanden und zwischen den Gelenken festgestellt werden.

4.1.2.1.2 Schwungphase

In Abbildung 43 ist das Maximum des Knieflexionswinkels über der Ganggeschwindigkeit für die amputierte und kontralaterale Seite dargestellt. Neben allen einzelnen Werten ist zusätzlich die Regressionsgrade eingefügt. Der Anstieg des Kniewinkelmaximums mit der Ganggeschwindigkeit liegt bei: C-Leg $3,5^\circ/\text{m/s}$, Plié2.0 $28,1^\circ/\text{m/s}$, Orion $18,3^\circ/\text{m/s}$, Rel-K $17^\circ/\text{m/s}$. Auf der kontralateralen Seite ist der Anstieg mit allen MPK ähnlich und beträgt im Mittel $6,2^\circ/\text{m/s}$. Das geringe Bestimmtheitsmaß ($R^2 < 0,1$) in Tabelle 12 unterstreicht, dass ein starker Anstieg des Kniewinkelmaximums mit der Ganggeschwindigkeit für das Gehen unnatürlich ist. Das C-Leg kommt am nächsten an das Verhalten des natürlichen Vorbilds heran.

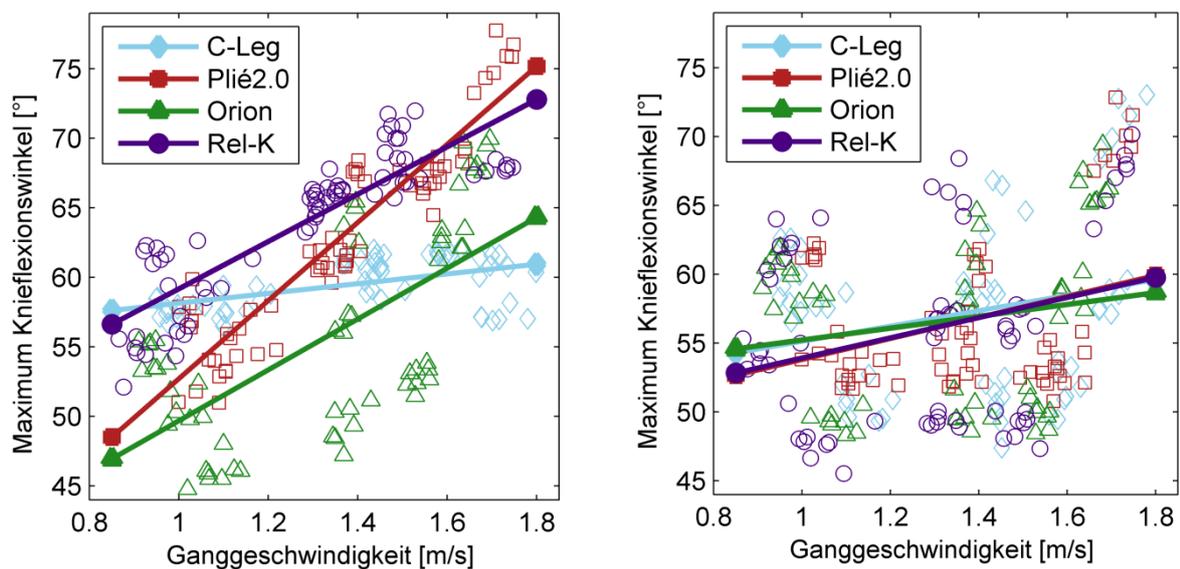


Abbildung 43 Maximum des Knieflexionswinkels [°] in Abhängigkeit zur Ganggeschwindigkeit [m/s] für alle gemessenen Schritte, Regressionsgrade für alle Ganggeschwindigkeiten und Probanden, links: amputierte Seite, rechts: kontralaterale Seite

Tabelle 12 Maximum des Knieflexionswinkels [°] in Abhängigkeit von der Ganggeschwindigkeit [m/s], Bestimmtheitsmaß (R²), Norm der Residuen (normr) und Geradengleichung der linearen Regression über alle Probanden und Geschwindigkeiten

	Amputierte Seite			Kontralaterale Seite		
	R ²	normr	Geradengleichung	R ²	normr	Geradengleichung
C-Leg	0.260	0.004	3.498v + 54.650	0.052	0.014	5.599v + 49.519
Plié2.0	0.862	0.005	28.078v + 24.644	0.096	0.012	7.634v + 46.173
Orion	0.429	0.013	18.292v + 31.405	0.034	0.014	4.304v + 50.919
Rel-K	0.749	0.005	17.012v + 42.166	0.076	0.014	7.306v + 46.625

In der terminalen Schwungphase muss die Kniestreckung vollständig erfolgen um den Bodenkontakt des Fußes vorzubereiten. Unabhängig vom letztendlich erreichten Gelenkwinkel (Abbildung 44) lässt sich am Streckanschlag ein Nulldurchgang in der Kniewinkelgeschwindigkeit detektieren. Deshalb wurden die Nulldurchgänge zwischen 80% und 100% Gangzyklus gezählt und zu allen aufgenommenen Schritten ins Verhältnis gesetzt. Aus Tabelle 13 lässt sich entnehmen, dass mit Plié2.0 und C-Leg der Streckanschlag bei allen Geschwindigkeiten sicher erreicht wird. Im Gegensatz finden sich in der mittleren Geschwindigkeit bei Rel-K und Orion häufiger unvollständige Kniestreckungen. Um die Auswirkungen auf die Fußpositionierung abzuschätzen, wurde die Kniewinkelgeschwindigkeit kurz vor dem Auftreten bestimmt und in Abbildung 45 dargestellt. Das Plié2.0 zeigte hier die geringsten, teils negativen Werte ohne signifikante Unterschiede zum C-Leg. Signifikante Unterschiede bestehen zum Orion und zum Rel-K. Das Rel-K erzeugte die höchste Kniewinkelgeschwindigkeit vor dem Auftreten.

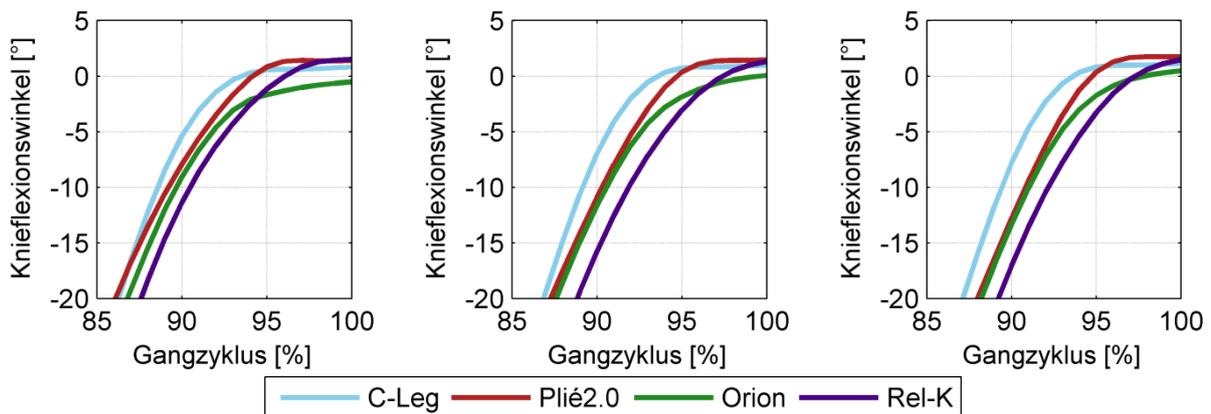


Abbildung 44 Mittlerer Knieflexionswinkel [°] über Gangzyklus [%] am Ende der Schwungphase; Ganggeschwindigkeiten: langsam (links), mittel (Mitte), schnell (rechts)

Tabelle 13 Anzahl der Schritte mit vollständiger Schwungsphasenextension im Verhältnis zu allen gemessenen Schritten

	C-Leg	Plié2.0	Orion	Rel-K
Langsam	19/20	22/22	10/22	17/23
Mittel	19/19	21/21	3/17	6/21
Schnell	18/21	22/23	11/24	14/23

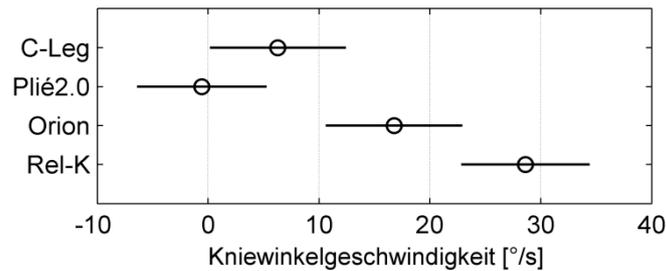


Abbildung 45 Kniewinkelgeschwindigkeit [°/s] kurz vor dem Auftreten, gewichtete Mittelwerte und Konfidenzintervalle ($\alpha=0.05$) über alle Ganggeschwindigkeiten und Probanden

4.1.2.1.3 Standphasenflexion

Die Versuchsreihe mit bewusster Standphasenflexion wird zur Bewertung der Standphasenextensionsdämpfung herangezogen. Eine harmonische Dämpfung sollte sich in einem gleichmäßigen Kniewinkelverlauf widerspiegeln (Abbildung 46, links). Dieser wird wiederum durch geringe Kniewinkelbeschleunigungen angezeigt (Abbildung 46, rechts), deren Minima in Abbildung 48 ausgewertet wurden. C-Leg ($-2565 \pm 1431^\circ/s^2$) und Orion ($-3149 \pm 1014^\circ/s^2$) zeigten die kleinsten Werte und damit das gleichmäßigste Dämpfungsverhalten. Im Vergleich zu Plié2.0 ($-4347 \pm 1181^\circ/s^2$) und Rel-K ($-7042 \pm 2200^\circ/s^2$) konnten signifikante Unterschiede festgestellt werden. Während der Versuchsreihen mit dem Rel-K führte die bewusste Standphasenflexion jedes Mal dazu, dass die folgende Schwungphase nicht eingeleitet werden konnte. Das Rel-K blieb gestreckt und unterbrach damit die Fortbewegung. Die Unterschiede zwischen den Minima in Abbildung 46 und in der statistischen Auswertung sind im Übrigen durch die Berechnung der Mittelwertkurven bedingt. Diese verändert die Größe der Maxima und Minima, die Kurvencharakteristik bleibt aber erhalten.

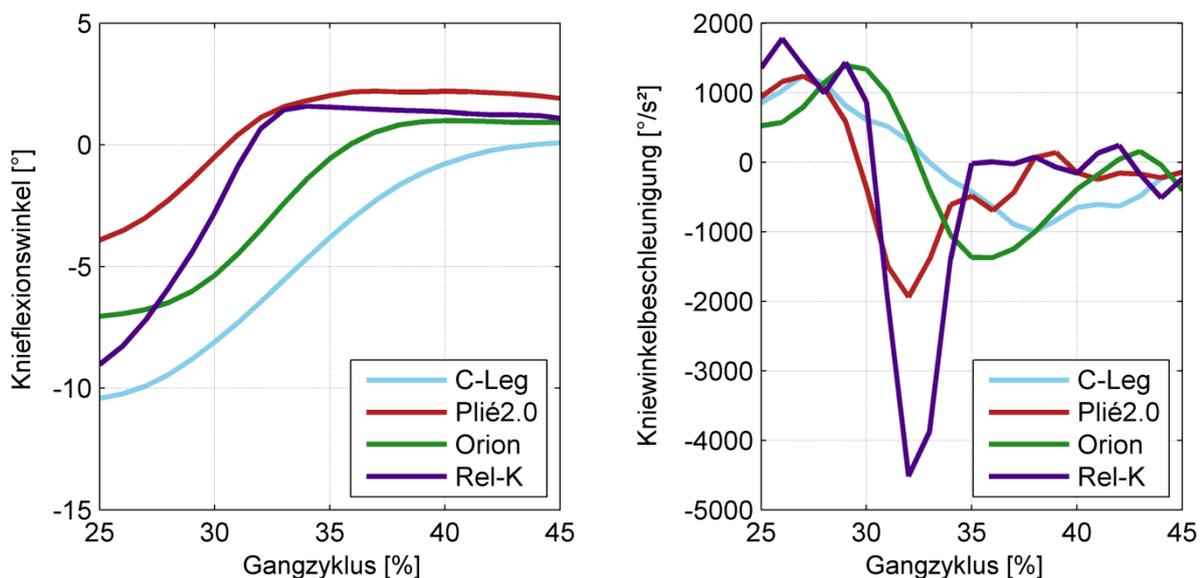


Abbildung 46 Mittlerer Knieflexionswinkel [°] (links) und mittlere Kniewinkelbeschleunigung [$^\circ/s^2$] (rechts) über Gangzyklus [%] während der Standphasenflexion, Mittelwert über alle Probanden, Schritte mit bewusster Standphasenflexion

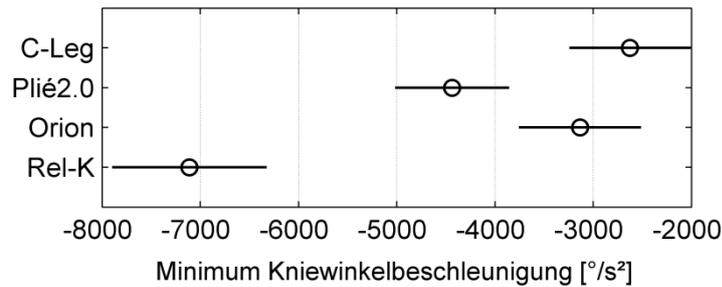


Abbildung 47 Minimum der Kniewinkelbeschleunigung [$^{\circ}/s^2$] zwischen 25 und 45% Gangzyklus, gewichtete Mittelwerte und Konfidenzintervalle ($\alpha=0.05$) über alle Probanden, Schritte mit bewusster Standphasenflexion

4.1.2.1.4 Einleitung der Schwungphase

Mit Hilfe des externen Hüftmoments lässt sich die körperliche Beanspruchung zur Einleitung der Schwungphase bewerten. Das aufzubringende Hüftmoment ist jedoch stark von der Ganggeschwindigkeit abhängig ($R^2 > 0,5$ für alle MPK und Probanden), weshalb im Folgenden nur die mittlere Geschwindigkeit betrachtet werden soll. Um dennoch eine ausreichende Anzahl an Schritten zur Verfügung zu haben, wurden die Daten des im Prothesenaufbau integrierten Messsystems Oktapod verwendet. In Abbildung 48 ist das Minimum des notwendigen Hüftmoments zur Schwungphaseneinleitung dargestellt. Beim Plié2.0 zeigten sich die höchsten absoluten Werte ($-95.2 \pm 9.5 \text{ Nm}$). Danach folgen Orion ($-93.8 \pm 10.2 \text{ Nm}$), Rel-K ($-90.7 \pm 12.5 \text{ Nm}$), und C-Leg ($-88.7 \pm 4.7 \text{ Nm}$) mit signifikant geringeren Werten.

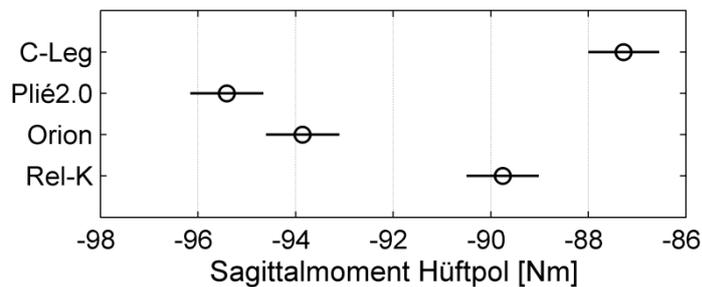


Abbildung 48 Minimum des sagittalen Hüftmoments [Nm], gewichteter Mittelwert und Konfidenzintervalle ($\alpha=0.05$) über alle Probanden für die mittlere Ganggeschwindigkeit

4.1.2.2 Ergebnisse der technischen Analyse

Um einen Zusammenhang zwischen den ermittelten funktionellen Unterschieden im Ganglabor und dem technischen Design der MPK herzustellen, wurden Computertomografien der Gelenke angefertigt. Anhand derer ließ sich die Funktionsweise der technischen Elemente zur Bereitstellung von Bewegungswiderständen nachvollziehen, wobei deutliche Limitationen bei einzelnen MPK offensichtlich wurden.

4.1.2.2.1 Funktionsprinzip C-Leg

Beim C-Leg wird der Gelenkwiderstand durch zwei mikroprozessorgesteuerte servohydraulische Ventile erzeugt. So kann der Widerstand stufenlos und unabhängig für die Flexions- und Extensionsrichtung eingestellt und situationsabhängig angepasst werden.

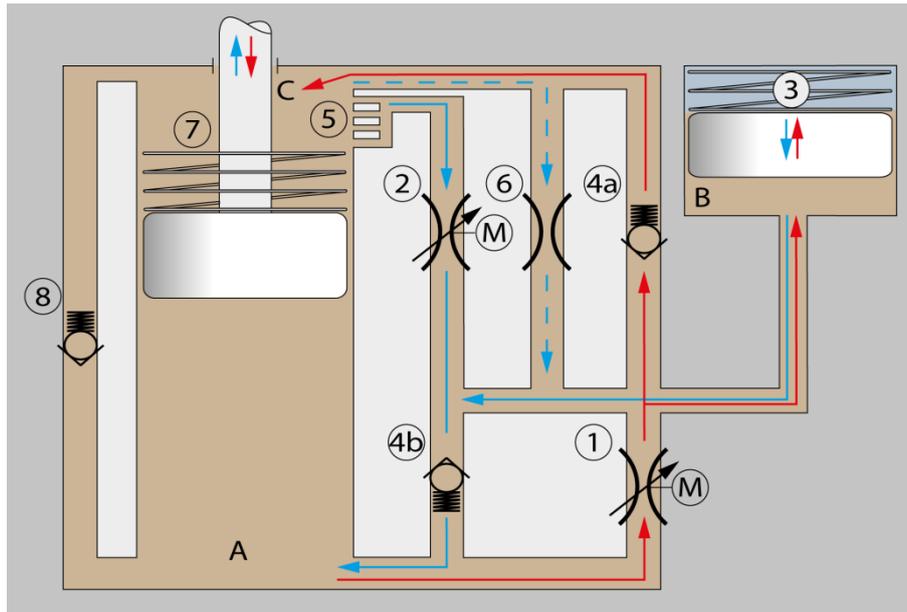


Abbildung 49 C-Leg Hydraulikschema, rot: Ölfluss/Kolbenbewegung während der Extension, blau: Ölfluss/Kolbenbewegung während der Flexion

In Abbildung 49 ist zu erkennen, dass die Abwärtsbewegung des Kolbens während der Flexion einen Ölfluss (rote Pfeile) von Kammer A über das servohydraulische Flexionsventil 1 und Rückschlagventil 4a in Richtung Kammer C verursacht. Die Kolbenstange verdrängt außerdem Öl, das in den Ausgleichsbehälter gelangt und dort die Stahlfeder 3 komprimiert. Während der folgenden Extensionsbewegung (blaue Pfeile) wird die dort gespeicherte Energie wieder abgegeben. Die Aufwärtsbewegung des Kolbens führt weiterhin zu einem Ölfluss über das servohydraulische Extensionsventil 2 und Rückschlagventil 4b. Mit zunehmender Extension wird der Zufluss des Strömungspfad 5 durch den Kolben verlegt. Dadurch ergibt sich eine progressive Endanschlagsdämpfung, die durch die Stahlfeder 7 unterstützt wird. Das Überdruckventil 8 verhindert die Überlastung des Kniegelenks in Flexionsrichtung. Durch das Sicherheitsventil 6 ist auch bei leerem Akku eine langsame Extension des Gelenks möglich.

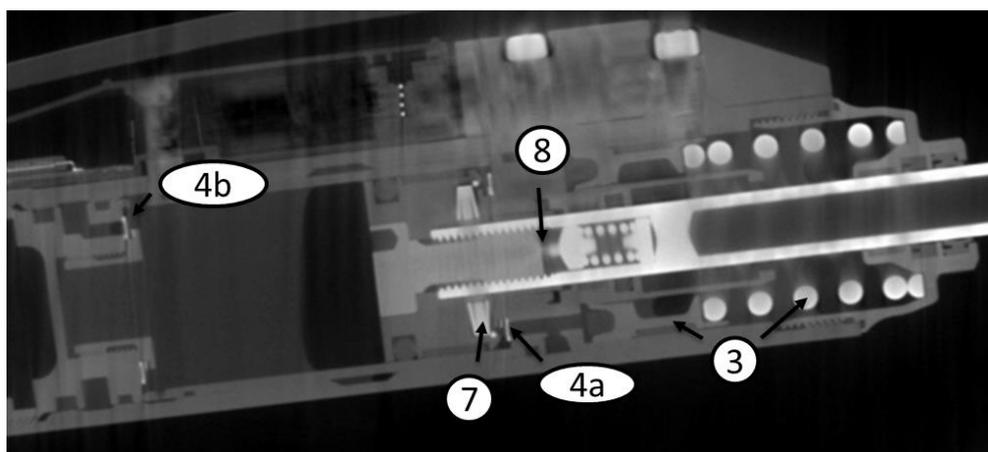


Abbildung 50 C-Leg Gestaltung der Hydraulik mit Extensionsunterstützung (3), Rückschlagventile (4a und 4b), Blattfedern Extensionsanschlag (7) und Überdruckventil (8); Defekt: deutlicher Lufteinschluss in der Hydraulik

4.1.2.2.2 Funktionsprinzip Plié2.0

Beim Plié2.0 wird der Gelenkwiderstand durch ein mikroprozessorgesteuertes Nadelventil (offen/geschlossen) und zwei manuell einstellbare Ventile erzeugt. So kann für die Flexionsrichtung zwischen einem hohen Standphasen- und einem niedrigem Schwungphasenwiderstand umgeschaltet werden. Für die Extensionsrichtung kann ein Widerstand manuell voreingestellt werden.

Während der Flexion (rote Pfeile in Abbildung 51) bewegt sich der Kolben abwärts und das durch die einfahrende Kolbenstange verdrängte Öl gelangt in Kammer B und komprimiert die Luftdruckfeder C. Bei geschlossenem Nadelventil 5 strömt das Öl dabei nur durch das manuell einstellbare Ventil 1 mit hohem Widerstand. Ist das aktive Nadelventil 5 offen, verursacht dessen weit größerer Querschnitt einen geringen Gelenkwiderstand für die Schwungphasenflexion. Während der Flexion wird außerdem das Rückschlagventil 4b durchströmt, dessen Widerstand druckabhängig ist (in Abbildung 51 durch Ventil 6 illustriert) und somit ebenfalls keine mikroprozessorgesteuerte Widerstandsanpassung ermöglicht.

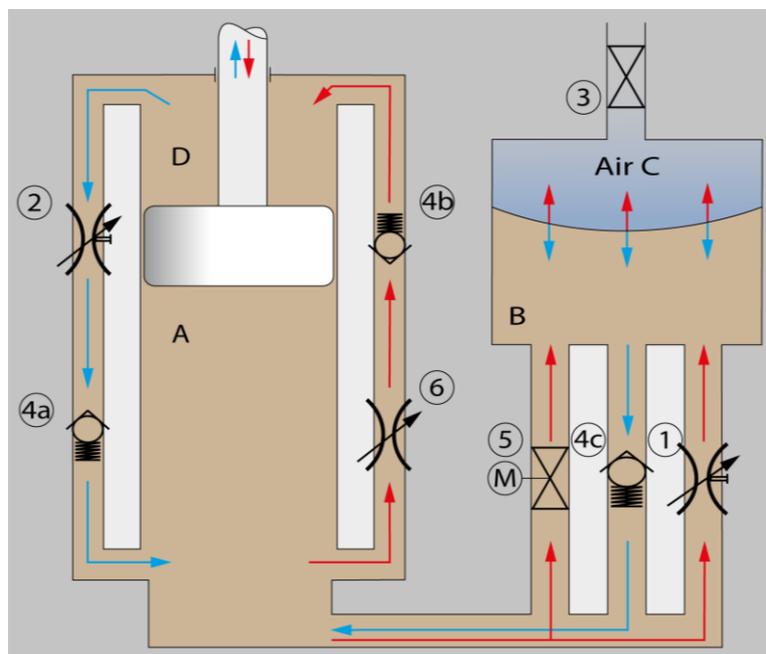


Abbildung 51 Plié2.0 Hydraulikschema, rot: Ölfluss/Kolben-/Membranbewegung während der Extension, blau: Ölfluss/Kolben-/Membranbewegung während der Flexion

Während der Extension wird die in Luftdruckfeder C gespeicherte Energie wieder abgegeben. Dabei strömt das Öl durch das großvolumige Rückschlagventil C (blaue Pfeile). Das aktive Ventil 5 hat dadurch keinen Einfluss auf den Extensionswiderstand. Dies wird auch aus Abbildung 52 ersichtlich in der die Ventilquerschnitte von Ventil 1, 4c und 5 gezeigt sind. Während der Extension strömt weiterhin Öl von Kammer D durch das manuell einstellbare Ventil 2 und Rückschlagventil 4a in Richtung B. Hieraus ergibt sich der Extensionswiderstand, der ebenfalls nicht vom Mikroprozessor angepasst werden kann. Wird eine Handluftpumpe an Ventil 3 angeschlossen, kann der Druck in der Luftfeder und damit die Extensionsunterstützung angepasst werden. Dies ändert ebenfalls den Flexionswiderstand, was sich besonders auf die Schwungphase auswirkt.

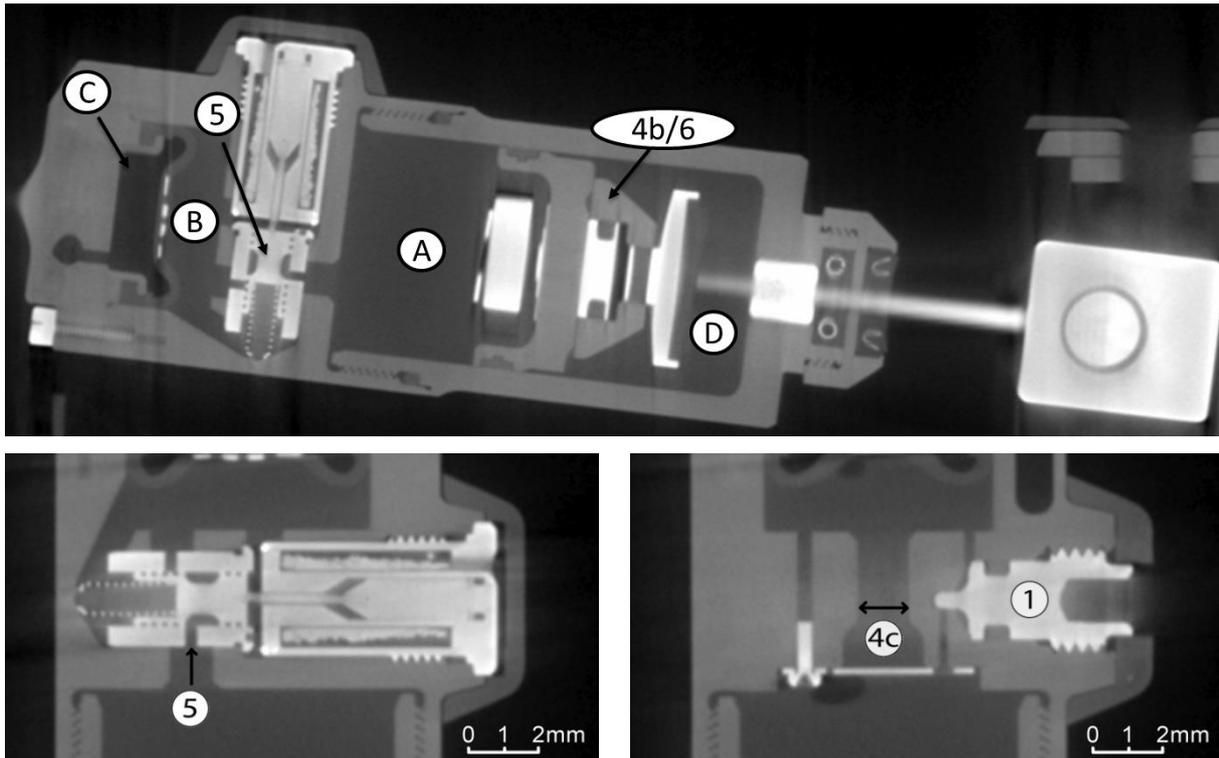


Abbildung 52 Computertomographie des Plié2.0, oben: Überblick mit Hydraulik (A, B und D) pneumatischer Extensionsunterstützung (C) und druckabhängigem Ventil (4b/6), unten links: Umschaltventil (5) mit geringem Querschnitt, unten rechts: Rückschlagventil (4c) mit großem Querschnitt sowie manuell einstellbares Ventil (1)

4.1.2.2.3 Funktionsprinzip Orion

Die Gelenkwiderstände des Orion werden durch ein mikroprozessorgesteuertes servohydraulisches Ventil, ein mikroprozessorgesteuertes pneumatisches Ventil und ein manuell einstellbares Ventil erzeugt. Durch den Mikroprozessor kann damit der Flexionswiderstand stufenlos reguliert und die Extensionsunterstützung für den folgenden Schritt angepasst werden.

Das hydraulische und pneumatische System sind über eine gemeinsame Kolbenstange verbunden. Während der Flexion fließt Öl von Kammer A über das servohydraulische Ventil 1 und Rückschlagventil 4a zu Kammer B (rote Pfeile in Abbildung 53). Weiterhin strömt Luft aus Kammer C über Rückschlagventil 4c und das aktive quasikontinuierlich arbeitende Nadelventil 3 zu Kammer D. Der Flexionswiderstand lässt sich also in beiden Kreisen vom Mikroprozessor verändern. Wird Ventil 3 zunehmend geschlossen, so wirkt der Pneumatikkolben eher als Luftfeder, indem der Druck in Kammer C erhöht und in Kammer D verringert wird. Die so gespeicherte Energie wird während der folgenden Extensionsbewegung wieder abgegeben (blaue Pfeile). Dabei gleicht sich der Druck in Kammer C und D wieder an. Bei weiterer Extension wird der Druckanstieg in D über das Rückschlagventil 4d ausgeglichen. Der Extensionswiderstand wird deshalb hauptsächlich durch den Hydraulikkreis definiert. Hier strömt das Öl bei Extension durch Rückschlagventil 4b und das manuell einstellbare Ventil 2. Die progressive Dämpfung des Extensionsanschlags wird durch die Verlegung des Zuflusses 5 mit dem Kolben realisiert. Der Mikroprozessor kann damit den Extensionswiderstand nicht direkt beeinflussen, sondern passt nur die Extensionsunterstützung an.

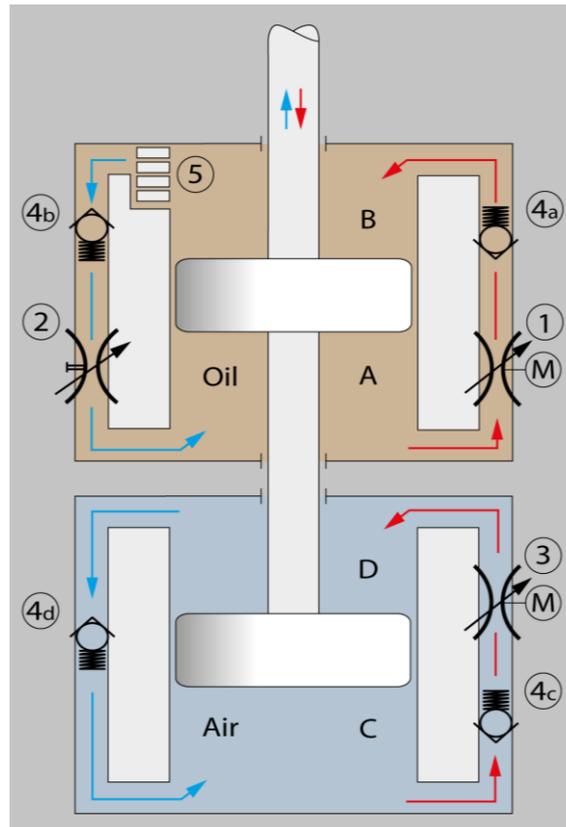


Abbildung 53 Orion Hydraulik- und Pneumatikschema, rot: Ölfluss/Kolbenbewegung während der Extension, blau: Ölfluss/Kolbenbewegung während der Flexion

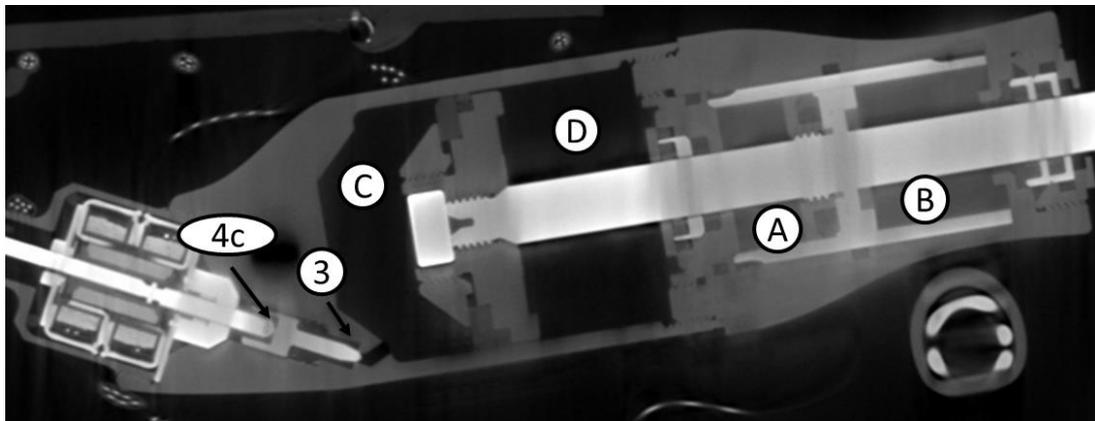


Abbildung 54 Orion Gestaltung der Pneumatik (C und D), Hydraulik (A und B), des Nadelventils (3) und Rückschlagventils (4c)

4.1.2.2.4 Funktionsprinzip Rel-K

Das Rel-K besitzt ein mikroprozessorgesteuertes servohydraulisches Ventil und ein manuell einstellbares Ventil zur Erzeugung der Gelenkwiderstände. Damit lässt sich der Flexionswiderstand durch den Mikroprozessor stufenlos regulieren. In Extensionsrichtung kann allein die Endanschlagsdämpfung manuell angepasst werden.

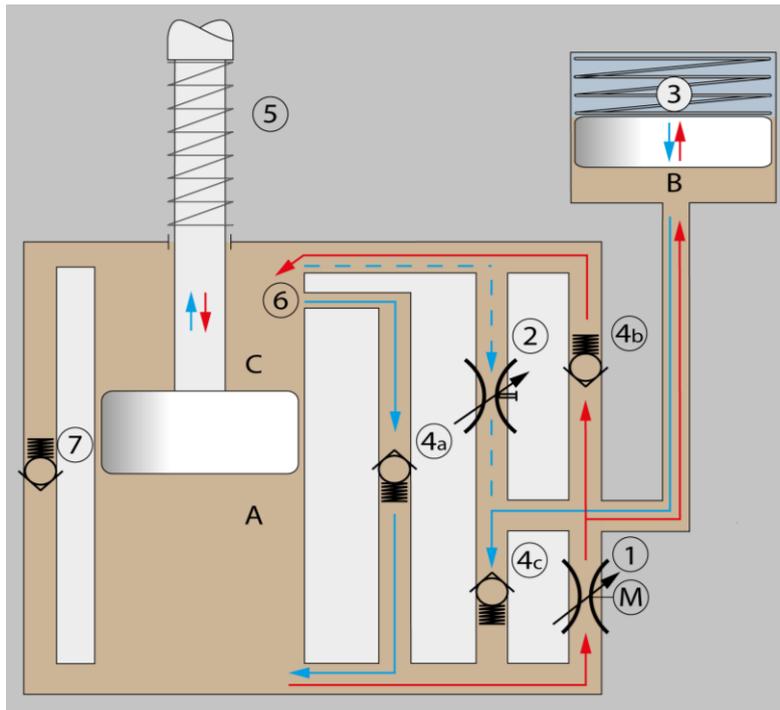


Abbildung 55 Rel-K Hydraulikschema, rot: Ölfluss/Kolbenbewegung während der Extension, blau: Ölfluss/Kolbenbewegung während der Flexion

Während der Flexion des Gelenks bewegt sich der Kolben abwärts und verursacht einen Ölfluss von Kammer A über das servohydraulische Flexionsventil 1 und Rückschlagventil 4b zu Kammer C. Das durch die Kolbenstange verdrängte Ölvolume komprimiert dabei die Feder 3 im Ausgleichsbehälter B. Weiterhin spannt sich die um die Kolbenstange angeordnete Stahlfeder bei der Flexion. Während der Extension wird die in den Stahlfedern 3 und 5 gespeicherte Energie abgeben. Dabei ergibt sich ein Ölfluss von Kammer B über Rückschlagventil 4c nach Kammer A. Das aktive Ventil 1 wird dabei wegen des geringeren Ventilquerschnitts umgangen. Gleichzeitig strömt Öl von Kammer C über Rückschlagventil 4a nach Kammer A. Die Extensionsdämpfung wird also nur durch den internen Gelenkwiderstand definiert. Mit zunehmender Extension wird der Zufluss des Strömungspfad 6 durch den Kolben verlegt und der geringe Querschnitt des manuell einstellbaren Ventils 2 kommt zum Tragen. Dadurch steigt der Extensionswiderstand abrupt an, da keine Elemente vorhanden sind die eine progressive Dämpfung ermöglichen. Das Sicherheitsventil 7 schützt die Hydraulik vor Überlastung in Flexionsrichtung.

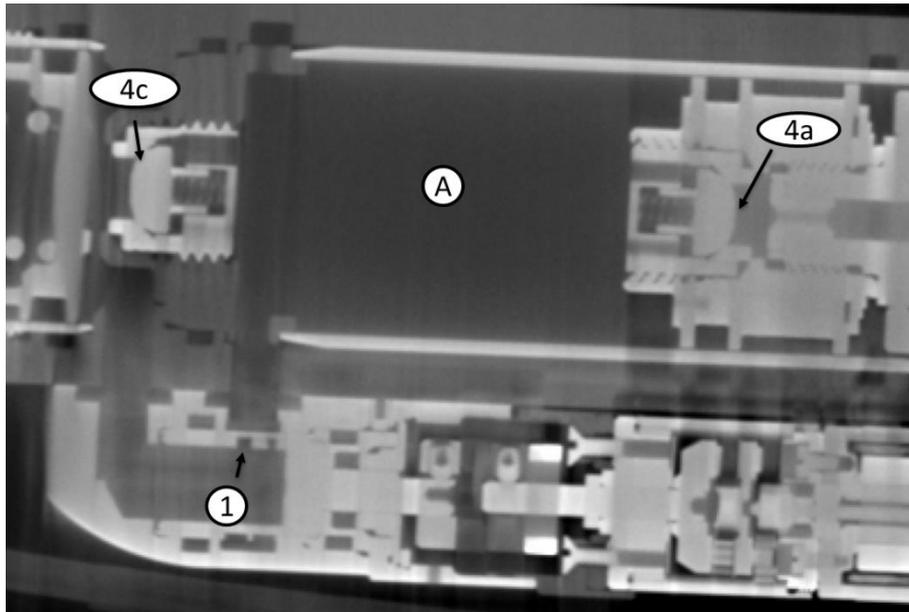


Abbildung 56 Rel-K Gestaltung der Hydraulik mit servohydraulischem Ventil (1) und Rückschlagventilen (4a und 4c)

Tabelle 14 Überblick Gelenkdesigns mikroprozessorgesteuerter Kniegelenke MPK-Studie 1

	Mikroprozessorgesteuerte Elemente	Flexionswiderstand Standphase	Flexionswiderstand Schwungphase	Extensionswiderstand Standphase	Extensionswiderstand Schwungphase	Extensionsunterstützung
C-Leg	2 servohydraulische Ventile	Mikroprozessorgesteuertes servohydraulisches Ventil		Mikroprozessorgesteuertes servohydraulisches Ventil		Stahlfeder
Plié2.0	1 Nadelventil (offen/geschlossen)	Manuell einstellbares Hydraulikventil	Manuell einstellbares Hydraulikventil und manuell einstellbare Luftfeder	Manuell einstellbares Hydraulikventil (gleicher Widerstand für Stand- und Schwungphasenextension)		Luftfeder
Orion	1 servohydraulisches Ventil 1 pneumatisches Nadelventil	Mikroprozessorgesteuertes servohydraulisches Ventil und mikroprozessorgesteuertes Pneumatikventil		Manuell einstellbares Hydraulikventil (gleicher Widerstand für Stand- und Schwungphasenextension)		Mikroprozessorgesteuerte Luftfeder
Rel-K	1 servohydraulisches Ventil	Mikroprozessorgesteuertes servohydraulisches Ventil		je nach Flexionswinkel Rückschlagventil oder manuell einstellbares Hydraulikventil (gleicher Widerstand für Stand- und Schwungphasenextension)		2 Stahlfedern

4.1.2.3 Diskussion

Verglichen mit konventionellen mechanischen Kniegelenken kann durch die Mikroprozessorstuerung eine hohe Verlässlichkeit beim Wechsel zwischen Stand- und Schwungphase erreicht werden. Außerdem lässt sich mit einigen Gelenken der Widerstand nicht nur für die jeweilige Gangphase einstellen, es sind auch graduelle Anpassungen möglich, die die Erfordernisse unterschiedlicher Bewegungen und Gangsituationen berücksichtigen (Tabelle 6).

Bedingt durch den veränderten Muskelstatus und die sensorischen Defizite der amputierten Seite, lässt sich dennoch für alle untersuchten MPK eine Asymmetrie in der Standphasendauer feststellen. Die hier gemessene Verkürzung der Standphase auf der amputierten Seite von $3,93 \pm 9,74\%$ konnte auch in anderen Studien gezeigt werden und lässt keinen Rückschluss auf die Qualität der MPK zu [22, 80]. Auch die selbstgewählte Ganggeschwindigkeit ist kein geeignetes Kriterium für die Bewertung der MPK. Hier konnten signifikante Unterschiede zwischen den Gelenken festgestellt werden. Im Mittel liefen alle Probanden mit dem C-Leg am schnellsten und mit dem Rel-K am langsamsten ($p < 0.0001$). Da die Geschwindigkeit einen starken Effekt auf weitere Gangparameter besitzt, wurde in der Datenauswertung stets geprüft, ob ihr Einfluss die Ergebnisse überlagert. Die höhere Dynamik bei großen Ganggeschwindigkeiten, wie sie mit dem C-Leg, Plié2.0 und Orion erzielt wurden, erfordert beispielweise eine adäquate Dämpfung der Lastübernahme beim Auftreten.

Auf der kontralateralen Seite erfolgt zu diesem Zweck eine ausgeprägte Standphasenflexion. Auch bei gesunden Probanden erfolgt diese und verringert die Amplitude des Körperschwerpunkts. Dennoch wird der Patientennutzen der Standphasenflexion kontrovers diskutiert, obwohl auch das Gangbild natürlicher erscheint. Als gesichert gilt, dass die Zeit zwischen Fersenauftritt und Bodenkontakt des Vorfußes verkürzt werden kann [81]. Der dadurch längere vollflächige Bodenkontakt verbessert die Stabilität.

Prothesenkniegelenke die eine Standphasenflexion ermöglichen, müssen nicht nur die Flexions-, sondern auch die Extensionsbewegung dämpfen, um abrupte Bewegungen zu vermeiden. Die am Streckanschlag gemessene Winkelbeschleunigung zeigte, dass das Rel-K und das Plié2.0 keine adäquate Dämpfung der Standphasenextension ermöglichen. Weiterhin war es mit dem Rel-K nicht möglich nach der Standphasenflexion die folgende Schwungphase einzuleiten. Der Flexionswiderstand blieb jedes Mal so hoch, dass kein normaler Schritt mehr möglich war. Da sich aus der Analyse des technischen Designs kein Anhaltspunkt für dieses Verhalten ergab, sind die Steuerungsalgorithmen des Rel-K wahrscheinlich hierfür verantwortlich. Durch die stärkere Dämpfung des Streckanschlags bieten C-Leg und Orion eine bessere Unterstützung der Standphasenflexion. Die technische Analyse bestätigte, dass der Extensionswiderstand bei Plié2.0 und Rel-K nicht vom Mikroprozessor beeinflusst werden kann und deshalb nur die Anforderungen für die Schwungphasenextension erfüllt. Obwohl das Orion den Extensionswiderstand des Hydraulikkreises ebenfalls nicht mikroprozessorgesteuert anpassen kann, führt wahrscheinlich der progressive Streckanschlag zu einem günstigen Verhalten für die Extension während der Standphase.

Noch während der Standphase wird die folgende Schwungphase eingeleitet. Dazu müssen transfemoral Amputierte mit den Hüftflexoren das natürliche Hüftgelenk und das prothetische Kniegelenk beugen. Deshalb sollte der muskuläre Aufwand zum Einleiten der Schwungphase möglichst gering sein. Das externe Hüftmoment während der Schwungphaseneinleitung kann als Indikator für die Aktivität der verbliebenen Hüftmuskulatur genutzt werden. Schmalz et al. brachten außerdem erhöhte Hüftflexionsmomente mit einer Steigerung des metabolischen Energieverbrauchs in Zusammenhang [82].

Das bei Schwungphaseneinleitung gemessene Hüftmoment lässt vermuten, dass mit dem C-Leg der geringste muskuläre Aufwand zur Beugungseinleitung erforderlich ist. Dass die Beugungseinleitung im Vergleich zum C-Leg mit dem Plié2.0 einfacher erfolgt, konnte somit nicht bestätigt werden [83]. Da der statische Prothesenaufbau und damit das externe Kniemoment für jedes Kniegelenk identisch war, könnten die gemessenen Differenzen im Hüftmoment auf den Flexionswiderstand der Gelenke schließen lassen. Die technische Analyse zeigte, dass der minimale Widerstand bei geöffnetem

Flexionsventil hauptsächlich durch die Extensionsunterstützung gegeben ist. Daraus folgt, dass diese neben dem verlässlichen Erreichen des Streckanschlags auch einen geringen Flexionswiderstand gewährleisten muss.

Der bei den meisten MPK anzutreffende Hauptvorteil ist die Adaption des Flexionswiderstandes in der Schwungphase an die Erfordernisse verschiedener Ganggeschwindigkeiten. Andernfalls muss der Knieflexionswinkel durch eine aktive Ausgleichsbewegung korrigiert werden, da auch beim Geschwindigkeitswechsel eine ausreichende Bodenfreiheit und ein verlässliches Erreichen des Streckanschlags gewährleistet sein muss. Verschiedene Studien mit gesunden Probanden zeigten, dass der lineare Zusammenhang zwischen maximalem Flexionswinkel und Ganggeschwindigkeit beim Gehen überhaupt nicht [84, 85] oder mit R^2 um 0,4 nur geringfügig [86, 87] ausgeprägt ist. Die Messwerte der kontralateralen Seite bestätigen dies für alle MPK ($6,2^\circ/\text{m/s}$). Das C-Leg kommt dem natürlichen Verhalten am nächsten, da sich das Knieflexionswinkelmaximum mit nur $3,2^\circ/\text{m/s}$ ändert. Die erheblich höheren Messwerte von Orion $17,0^\circ/\text{m/s}$ und Rel-K $18,3^\circ/\text{m/s}$ liegen in einem Bereich der auch bei anderer MPK festgestellt wurde [55]. Die starke Abhängigkeit des Knieflexionswinkels von der Ganggeschwindigkeit beim Plié2.0 von $28,1^\circ/\text{m/s}$ übersteigt die Werte der anderen MPK deutlich. Damit kann das Plié2.0 die Anforderungen an ein natürliches Schwunghasenverhalten nicht erfüllen. Die technische Analyse bestätigte, dass die Flexionsdämpfung beim Plié2.0 durch den Mikroprozessor nicht an verschiedene Ganggeschwindigkeiten angepasst werden kann.

Die folgende Schwunghasenextension ist ein weiteres wichtiges Qualitätskriterium für MPK, da damit das verlässliche Erreichen des Streckanschlags und eine genaue Fußpositionierung beim Fersenauftritt gewährleistet werden. Bei gesunden Probanden wird der Streckanschlag bei rund 97% des Gangzyklus erreicht. Dieses Kriterium wurde bei allen Geschwindigkeiten vom Plié2.0 und vom C-Leg am besten erfüllt. Beim Orion wurde der Streckanschlag vor dem Auftreten deutlich seltener erreicht, was mit der progressiven Extensionsdämpfung zusammenhängt, die eher einen hohen Extensionswiderstand bereitstellt, wie er bei der Standphasenextension benötigt wird. Die größte Bewegung im Gelenk kurz vor Fersenkontakt wurde beim Rel-K gemessen. Das Orion zeigte ebenfalls eine erhöhte Winkelgeschwindigkeit unmittelbar vor dem Auftreten. Dennoch konnten mit beiden MPK keine Unsicherheiten während der Messungen beobachtet werden. Allerdings erfordert der ebene Boden des Ganglabors keine hohe Präzision bei der Positionierung des Fußes, die aber beim Gehen von Treppen und Rampen wichtiger ist.

4.1.2.4 Limitationen

Die geringe Anzahl und die Auswahl von Probanden hohen Mobilitätsgrades stellen die wesentlichen Limitationen dieser Studie dar. Ebenfalls kann die beobachtete Situation im Labor einen Einfluss auf die Ergebnisse haben. Durch die vergleichbare Eingewöhnungszeit vor Beginn der Messungen wurde versucht restriktive Effekte zu vermeiden. Weiterhin sollte die Bewertung des Ganges bei allen Geschwindigkeiten durch Orthopädietechniker und Probanden eventuelle Effekte durch die Einstellung der Kniegelenkparameter reduzieren. Das zumeist verlässliche Erreichen des Streckanschlags bei schneller und langsamer Ganggeschwindigkeit unterstreicht, dass ein akzeptabler Kompromiss gefunden wurde. Es konnte weiterhin gezeigt werden, dass die Auswirkungen der genannten Einschränkungen gering blieben, da die technische Analyse die Ergebnisse der Ganglabormessungen bestätigte.

4.1.3 MPK-Studie 2

Wie im vorherigen Abschnitt beschrieben, sollte die Untersuchung mikroprozessorgesteuerter Kniegelenke hinsichtlich etwaiger Produkthanpassungen aktualisiert werden. Dazu wurden zunächst wieder technische Analysen der Gelenksysteme durchgeführt. Da die Bedeutung der Kniegelenke Orion und Rel-K im Markt eher gering war, wurden sie aus der Betrachtung ausgeschlossen. Stattdessen wurde das Kniegelenk Rheo Knee mit einem magnetorheologischen Funktionsprinzip eingeschlossen, um eine große Bandbreite an Gelenktypen abzudecken. Die gewählten Materialien und Methoden können Absatz 4.1.1 entnommen werden. Einen Überblick zu den Probandendaten und zum Prothesenaufbau gibt Tabelle 15.

Tabelle 15 Überblick Probanden und statischer Prothesenaufbau MPK-Studie 2

Proband	a	b	d	e
Alter [Jahre]	42	30	48	59
Körpergröße [cm]	183	175	178	172
Gewicht [kg]	93	84	76	103
BMI	28	27	24	35
Stumpflänge [cm]	21	27	16,5	25
Prothesennutzung [Jahre]	31	15	25	40
Prothesennutzung MPK [Jahre]	13	8	15	12
Abstand Lastlinie Kniedrehpunkt gemessen auf LASAR Posture [a]				
C-Leg 4 [mm]	30	29	30	-
Plié 3 [mm]	28	31	30	-
Rheo Knee 3 [mm]	28	31	-	30

4.1.3.1 Ergebnisse der technische Analysen

Zunächst wurden die CT-Daten von C-Leg 4 und Plié 3 hinsichtlich etwaiger Anpassungen im Vergleich zur vorherigen Version überprüft, um anschließend das Rheo Knee 3 näher zu betrachten. Das generelle Funktionsprinzip des C-Leg 4 hat sich nicht geändert. Eine wichtige Anpassung im Vergleich zur vorherigen Version des C-Leg betrifft den Wegfall des Überstromkanals 6. Dadurch wird ein vollständiges Sperren der Extension über den Verschluss des Ventils 2 ermöglicht (Abbildung 49). Es lassen sich so sehr hohe Widerstände in der Standphase realisieren, was bei Nutzung der Standphasenflexionsfunktion notwendig sein kann. Beim Plié 3 finden sich ebenfalls nur geringfügige Änderungen. Im Vergleich mit den CT-Daten des Plié2.0 zeigt sich, dass das Design von Ventil 2 überarbeitet wurde (Abbildung 51). Das Funktionsprinzip bleibt dabei jedoch unangetastet.

4.1.3.1.1 Funktionsprinzip Rheo Knee 3

Im Rheo Knee 3 werden die Bewegungswiderstände durch eine mikroprozessorgesteuerte magnetorheologische Kupplung erzeugt. Dadurch kann der Widerstand für die Flexions- und Extensionrichtung gleichermaßen kontinuierlich angepasst werden (Abbildung 57 und Abbildung 58). Dazu wird mit elektrischem Strom in einer konzentrisch um die Kniegelenksachse befindlichen Spule ein magnetischer Fluss erzeugt. Dieser wird durch die Lamellen der Kupplung geleitet, die abwechselnd mit dem Ober- und Unterschenkelsegment des Kniegelenks verbunden sind. Zwischen den Lamellen befindet sich das magnetorheologische Fluid. Durch den magnetischen Fluss bilden die ferromagnetischen Partikel im Fluid Ketten zwischen den Lamellenscheiben aus und erzeugen somit den Bewegungswiderstand des Gelenks. Die Stromstärke bestimmt dabei die Viskosität des Fluids und

damit das Reibmoment der Kupplung für beide Bewegungsrichtungen. Der Vollständigkeit halber wurde das Rheo Knee 3 ebenfalls mit CT-Daten der vorherigen Version verglichen. Dabei ließ sich feststellen, dass ein manueller Sperrmechanismus am Kniegelenk ergänzt wurde. Hintergrund ist, dass bei leerem Akkumulator kein Widerstand in der Kupplung generiert werden kann und das Kniegelenk Extension und Flexion vollständig frei gibt. Bei aktivierter Sperre kann das Gelenk dann zumindest in gestreckter Position weiter genutzt werden.

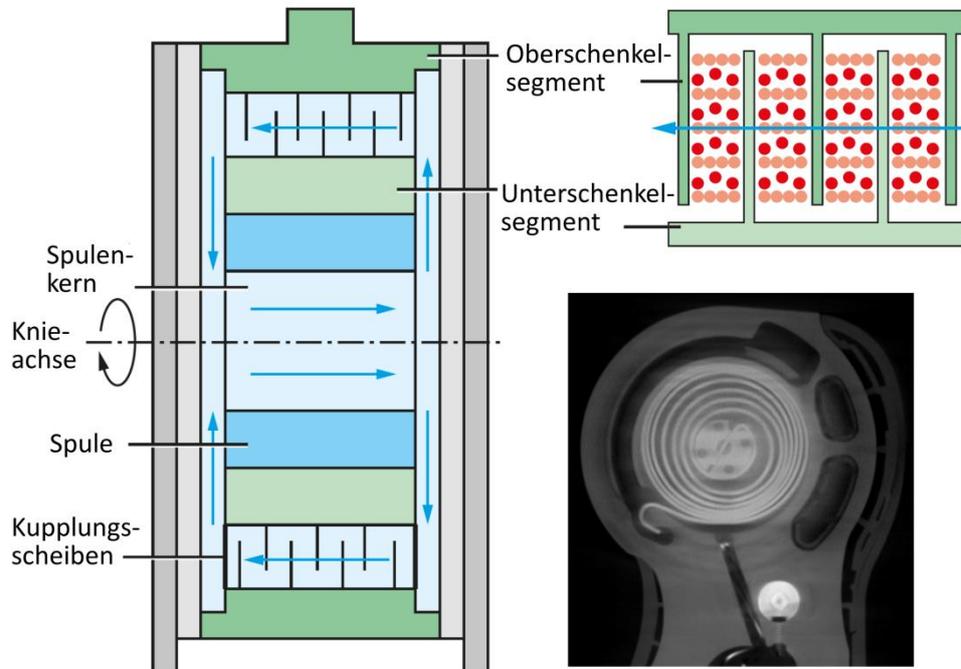


Abbildung 57 Rheo Knee 3 Funktionsprinzip der magnetorheologischen Kupplung, links: Überblick, rechts oben: magnetorheologisches Fluid, rechts unten: Extensionsunterstützungsfeder im CT-Bild, blaue Pfeile: magnetischer Fluss, rot: ferromagnetische Partikel, orange: Partikelketten

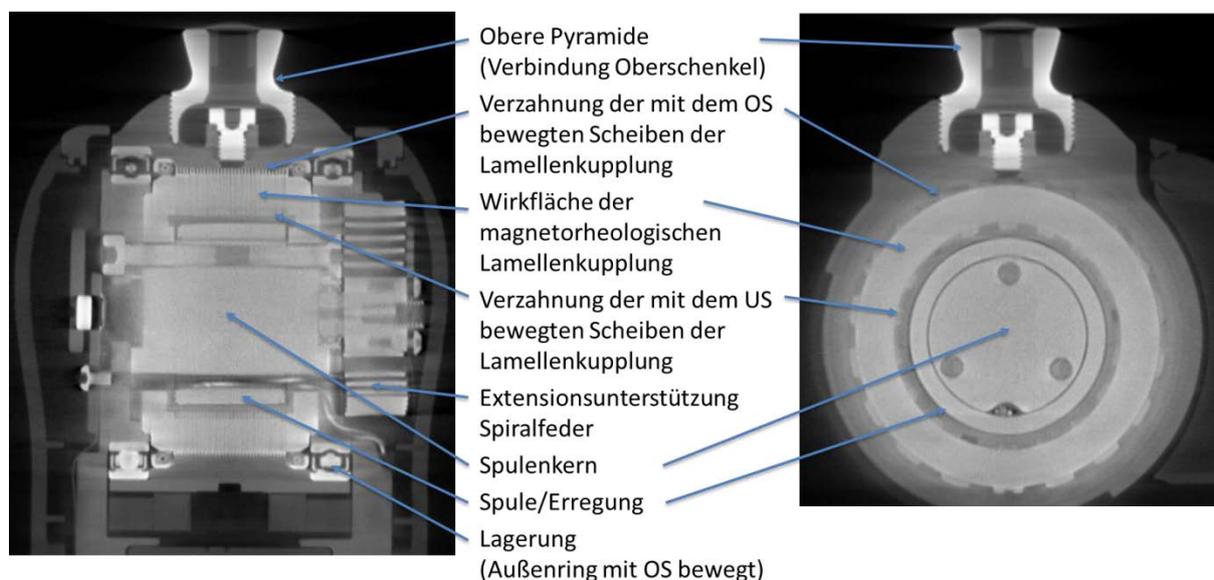


Abbildung 58 Rheo Knee 3 Gestaltung der magnetorheologischen Kupplung, Rahmen mit Unterschenkel (US) bzw. Prothesenfuß verbunden, Pyramidenadapter mit Oberschenkel (OS) bzw. Schaft verbunden

Die technische Analyse zeigt, dass das Umschalten zwischen Stand- und Schwungphase bei allen drei Gelenken mikroprozessorgesteuert realisiert wird. Jedoch sind nur C-Leg 4 und Rheo Knee 3 auch in der Lage die Bewegungswiderstände mikroprozessorgesteuert an die Anforderungen unterschiedlicher Bewegungsabläufe und Ganggeschwindigkeiten anzupassen. Da das Plié 3 passive hydraulische Elemente zur Widerstandserzeugung nutzt, kann es nur zwei Flexionswiderstandsstufen realisieren. In der folgenden biomechanischen Untersuchung werden deshalb große Variationen beim maximalen Flexionswinkel mit Veränderung der Ganggeschwindigkeit erwartet. Bei der Erzeugung der Extensionswiderstände sind die Unterschiede zwischen den Gelenken noch deutlicher. C-Leg 4 und Rheo Knee 3 passen die Extensionswiderstände mikroprozessorgesteuert jeweils für die Stand- und Schwungphase an. Beim Plié 3 lässt sich nur eine manuelle Einstellung des Schwungphasen-extensionswiderstandes vornehmen und damit keine separate Einstellung für die Standphasenextension. Die resultierende sehr geringe Standphasenextensionsdämpfung sollte sich in den biomechanischen Untersuchungen beim Standphasenextensionsanschlag deutlich bemerkbar machen.

Tabelle 16 Überblick Gelenkdesigns mikroprozessorgesteuerter Kniegelenke MPK-Studie 2

	C-Leg 4	Plié 3	Rheo Knee 3
Mikroprozessorgesteuerte Elemente	2 servohydraulische Ventile	1 Nadelventil (offen/geschlossen)	Magnetorheologische Kupplung
Umschaltverhalten Stand-/Schwungphase	Mikroprozessorgesteuert	Mikroprozessorgesteuert	Mikroprozessorgesteuert
Flexionswiderstand Standphase	Servohydraulisches Ventil mikroprozessorgesteuert	Hydraulikventil manuell einstellbar (Nadelventil offen)	Magnetorheologische Kupplung mikroprozessorgesteuert
Flexionswiderstand Schwungphase		Hydraulikventil manuell einstellbar und Luftfeder manuell einstellbar (Nadelventil geschlossen)	
Extensionswiderstand Standphase	Servohydraulisches Ventil mikroprozessorgesteuert	Manuell einstellbares Hydraulikventil (gleicher Widerstand für Stand- und Schwungphase)	
Extensionswiderstand Schwungphase			
Extensionsunterstützung	Stahlfeder (Druckfeder)	Luftfeder	Stahlfeder (Spiralfeder)

4.1.3.2 Ergebnisse im Ganglabor

Um einen ersten Überblick zu erhalten wurden zunächst wieder die Zeit-Distanz-Parameter für die MPK betrachtet. Da die Ganggeschwindigkeit während der Versuche nicht kontrolliert wurde, waren Unterschiede zwischen Probanden und Kniegelenken feststellbar. Die Mittelwerte der selbstgewählten mittleren und schnellen Geschwindigkeit waren mit dem Rheo Knee 3 signifikant geringer als mit dem C-Leg 4 und Plié 3 (Tabelle 17, $p < 0,001$).

Während der Labormessungen traten keine Stolper- oder Sturzsituationen auf. Alle MPK stellten ungewollten Flexionsbewegungen während der Standphase stets einen ausreichenden Flexionswiderstand entgegen. Bei den Versuchen mit bewusster Standphasenflexion ließen sich dennoch Unterschiede im Flexionsverhalten feststellen (Abbildung 59 oben links, Tabelle 17). Mit dem C-Leg 4 ($11,4 \pm 2^\circ$) konnten die größten Flexionsmaxima gemessen werden, mit signifikanten Unterschieden zu Plié 3 ($8,4 \pm 0,9^\circ$) und Rheo Knee 3 ($7,8 \pm 1,3^\circ$) (Tabelle 17, $p < 0,001$). Im Vergleich zur kontralateralen Seite ($20,8 \pm 4,8^\circ$) waren die Flexionswinkelmaxima für alle Kniegelenke signifikant kleiner (Tabelle 17, $p < 0,001$). Nach der Flexionsbewegung folgt die Extensionsbewegung die ebenfalls ausreichend gedämpft werden sollte (Abbildung 59 oben rechts). Um die Dämpfungscharakteristik zu bewerten wurde wiederum die maximale Winkelbeschleunigung des Kniegelenks herangezogen. C-Leg 4 ($505 \pm 125^\circ/s^2$) und Rheo Knee 3 ($783 \pm 100^\circ/s^2$) zeigen geringe Beschleunigungen und damit einen gleichmäßigen Kniewinkelverlauf. Beim Plié 3 ($2280 \pm 410^\circ/s^2$) konnte ein sehr harter Streckanschlag festgestellt werden, der sich auch anhand signifikanter Unterschiede in den Daten nachweisen lässt (Tabelle 17, $p < 0,001$).

Im Anschluss wurde die Schwungphase bewertet. Zuerst sollten die MPK über den Schwungphasenflexionswiderstand ein ausreichendes Kniewinkelmaximum bei allen Ganggeschwindigkeiten für die notwendige Bodenfreiheit sicherstellen. Die Höhe des Kniewinkelmaximums sollte also weitestgehend unabhängig von der Ganggeschwindigkeit sein. Entsprechend zeigt sich für alle MPK ein geringer Anstieg der Korrelationsgraden (Abbildung 59 Mitte links) auf der kontralateralen Seite von $3,02^\circ/m/s$ ($R^2=0,02$). Das Schwungphasenverhalten des C-Leg 4 ist dem natürlichen Vorbild sehr ähnlich mit $2,01^\circ/m/s$ ($R^2=0,26$). Beim Rheo Knee zeigt sich ein stärkerer Anstieg der Regressionsgraden von $17,04^\circ/m/s$ ($R^2=0,53$) und eine stärkere Korrelation zwischen dem Schwungphasenmaximum des Knieflexionswinkels und der Ganggeschwindigkeit. Das Plié 3 zeigt den deutlichsten linearen Zusammenhang zwischen den Größen mit dem stärksten Anstieg der Regressionsgraden von $23,55^\circ/m/s$ ($R^2=0,9$).

Nun wurde das Extensionsverhalten in der Schwungphase bewertet und wieder ließen sich signifikante Unterschiede zwischen den MPK feststellen. Das Durchschwingen muss mit großer Wiederholgenauigkeit erfolgen, da der Patient im Gegensatz zur kontralateralen Seite von der Prothese kein sensorisches Feedback über die aktuelle Fußposition erhält. Um die Positionierung des Fußes für das Auftreten zu erleichtern, sollte also stets die gestreckte Position erreicht und das Kniegelenk nicht mehr in Bewegung sein. Auch wenn in gestreckter Position eine leichte Vorflexion des Kniegelenks erhalten bleibt, lässt sich ein Nulldurchgang der Kniewinkelgeschwindigkeit vor dem Auftreten nachweisen. Nach diesem Kriterium wurde die Anzahl der Schritte mit vollständiger Schwungphasenextension im Verhältnis zur Anzahl aller Versuche ermittelt (Tabelle 17). Mit dem C-Leg 4 wurde der Streckanschlag für alle Schritte erreicht. Beim Plié 3 war nur bei einzelnen Schritten der langsamen und schnellen Ganggeschwindigkeit eine unvollständige Extension feststellbar. Mit dem Rheo Knee 3 wurde der Streckanschlag bei selbstgewählter und schneller Ganggeschwindigkeit bei deutlich weniger Schritten erreicht. Weiterhin war eine merklich größere Spanne der Perzentile

des Kniewinkels am Ende der Schwungphase bei allen Ganggeschwindigkeiten feststellbar, der auf eine größere Variabilität der Streckstellung deutet (orange unterlegter Bereich um die Mittelwertkurve in Abbildung 59 Mitte rechts sowie unten).

Tabelle 17 Links oben: Selbstgewählte Ganggeschwindigkeiten [m/s], Mittelwerte und Standardabweichungen; Rechts oben: Anzahl der Schritte mit vollständiger Extension am Ende der Schwungphase (Nulldurchgang der Kniewinkelgeschwindigkeit vor dem Auftreten) bezogen auf alle aufgenommenen Schritte der drei Ganggeschwindigkeiten; Unten: Ergebnisse der Multiple Comparison Procedure: Geschätzte Differenzen der Gruppenmittelwerte, obere und untere Grenzen des Konfidenzintervalls und p-Werte der Gruppenvergleiche (Signifikanzlevel 2%, $p > 0,02$ ausgegraut)

	Ganggeschwindigkeit [m/s]			Anzahl der Schritte mit vollständiger Extension am Ende der Schwungphase		
	Langsam	Mittel	Schnell	Langsam	Mittel	Schnell
C-Leg 4	0.96±0.03	1.26±0.13	1.79±0.11	3/3	15/15	16/16
Plié 3	0.95±0.03	1.28±0.1	1.82±0.15	6/8	16/16	11/13
Rheo Knee 3	0.96±0.03	1.16±0.14	1.54±0.04	5/7	7/20	4/16

Ergebnisse der Multiple Comparison Procedure

Parameter	Gruppe 1	Gruppe 2	Untere Grenze Konf.-int.	Geschätzte Differenz Mittelwerte	Obere Grenze Konfidenzintervall	p-Wert
Ganggeschw.	C-Leg 4	Plié 3	-0,07 m/s	0,00 m/s	0,07 m/s	1
	C-Leg 4	Rheo Knee 3	0,07 m/s	0,15 m/s	0,22 m/s	1,43E-06
	Plié 3	Rheo Knee 3	0,07 m/s	0,15 m/s	0,22 m/s	6,26E-07
Maximum Knieflexion Standphase	C-Leg 4	Plié 3	1,02°	2,99°	4,96°	0,0004
	C-Leg 4	Rheo Knee 3	1,80°	3,61°	5,42°	9,10E-06
	Plié 3	Rheo Knee 3	-1,19°	0,62°	2,42°	0,969
Winkelbeschl. Extension Standphase	C-Leg 4	Plié 3	-2079°/s ²	-1759°/s ²	-1439°/s ²	6,18E-15
	C-Leg 4	Rheo Knee 3	-558°/s ²	-264°/s ²	30°/s ²	0,0412
	Plié 3	Rheo Knee 3	1202°/s ²	1495°/s ²	1788°/s ²	3,88E-14

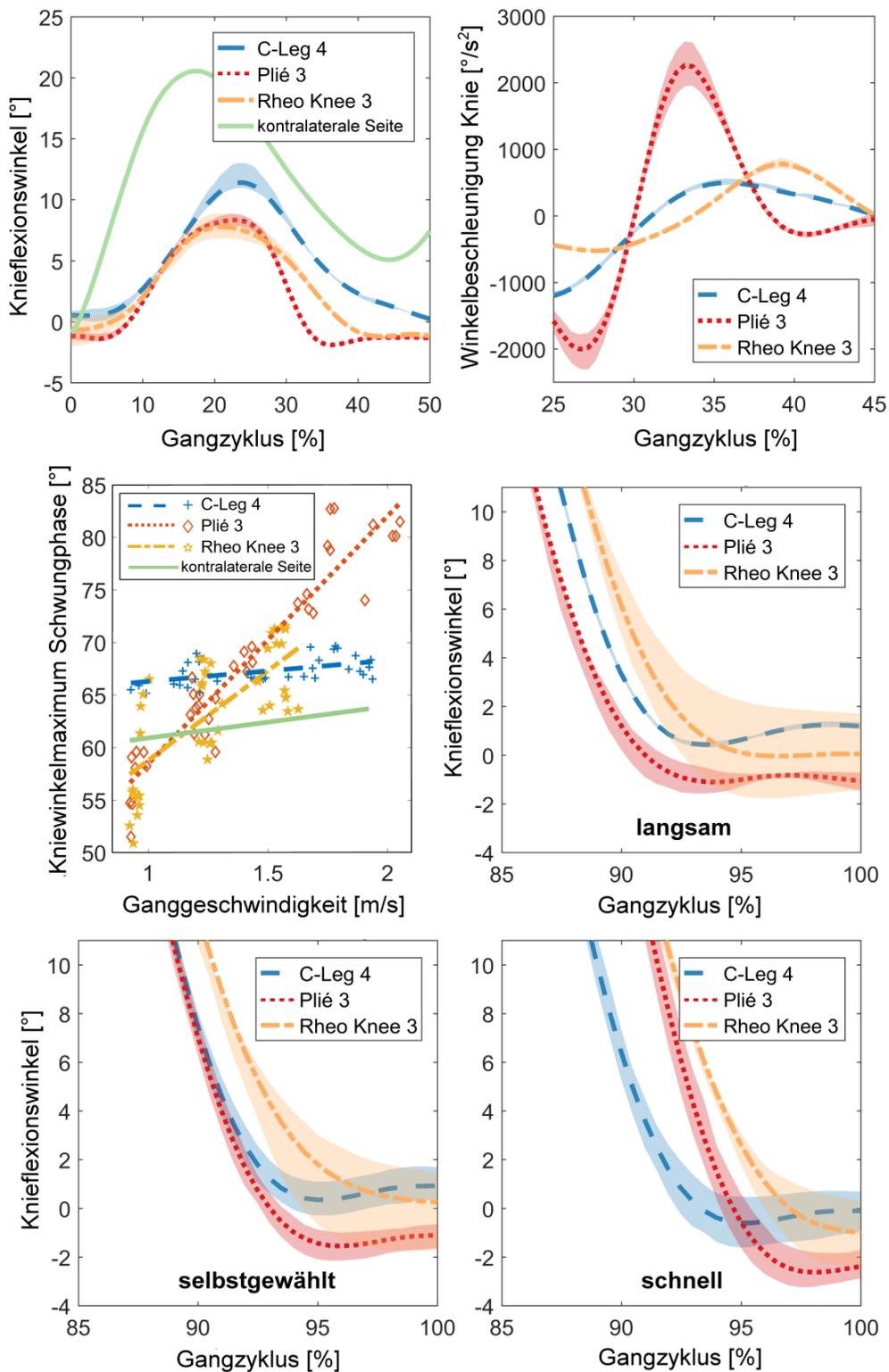


Abbildung 59 MPK Studie 2 Ergebnisse im Ganglabor: Mittelwertkurven und Streubereich (Bereich der Perzentile farbig markiert), oben links: Knieflexionswinkel Standphasenbeugung, oben rechts: Winkelbeschleunigung Kniegelenk am Streckenschlag bei Standphasenextension, Mitte links: Kniewinkelmaximum Schwungphase (einzelne Werte und Regressionsgrade), Knieflexionswinkel vor dem Auftreten für langsame (Mitte rechts) selbstgewählte (unten links) und schnelle Ganggeschwindigkeit (unten rechts)

4.1.3.3 Diskussion

Für die Verlässlichkeit der Ergebnisse vergleichender Studien an MPK sind folgende Kriterien von zentraler Bedeutung: Ein vergleichbarer statischer Prothesenaufbau, eine sorgfältige Wahl der Protheseneinstellungen sowie eine ausreichende und vergleichbare Eingewöhnungszeit für die Probanden. Während sich der Prothesenaufbau leicht mit Messgeräten bestimmen lässt, müssen die Protheseneinstellungen in mehreren Versuchen justiert werden, um die unterschiedlichen Anforderungen für verschiedene Ganggeschwindigkeiten und Bewegungsmuster zu berücksichtigen. Durch die Erfahrung der Probanden mit Ganglaboruntersuchungen war die Festlegung der individuellen Einstellung problemlos möglich und es konnte ein guter Kompromiss durch den Orthopädietechniker gefunden werden. Die Eingewöhnungszeit konnte kurz gehalten werden, da die Probanden erfahrene MPK-Nutzer waren und in Ganglaboruntersuchungen bereits mit vorherigen Versionen der Kniegelenke versorgt wurden. Um den Einfluss der Laborsituation gering zu halten, wurde die Ganggeschwindigkeit während der Versuche nicht kontrolliert. In allen drei Geschwindigkeitsklassen fanden sich entsprechend signifikante Unterschiede zwischen den MPK. Da die Ganggeschwindigkeit andere biomechanische Parameter beeinflusst, wurde ihr Einfluss bei allen Auswertungen geprüft und Parameter mit starker Verzerrung von der weiteren Auswertung ausgeschlossen.

Die nach der Standphasenflexion notwendige Extensionsbewegung ist aus einem weiteren Grund entscheidend. Bei Erreichen des Streckanschlags sollte eine ausreichende Dämpfung gewährleistet sein. Wiederum wurde die Winkelbeschleunigung betrachtet um einen abrupten Streckanschlag zu detektieren. C-Leg 4 und Rheo Knee 3 dämpften die Extensionsbewegung deutlich ab. Das Plié 3 kann die Anforderungen an eine adäquate Standphasenextensionsdämpfung nicht erfüllen. Die technische Analyse bestätigt, dass die Standphasenextensionsdämpfung im Plié 3 nicht gesteuert werden kann und damit nur die manuell einzustellende, niedrige Schwunghasenextensionsdämpfung greift.

Einer der wichtigsten Vorteile der MPK ist die gesteuerte Dämpfung der Schwungphase. Es ermöglicht den Prothesennutzern das Gehen mit unterschiedlichen Geschwindigkeiten, ohne ihr Gangmuster an das Prothesenverhalten anpassen zu müssen. Dies hat auch sicherheitsrelevante Aspekte, da eine Reduktion des Schwunghasenflexionswinkels die Bodenfreiheit verringert und somit Stolpern oder Stürze provozieren kann. Weiterhin reduziert die fehlende Dorsalflexion passiver Prothesenfüße die Bodenfreiheit zusätzlich, wodurch generell größere Flexionswinkelmaxima auf der Prothesenseite notwendig werden. Während auf der kontralateralen Seite schon aus energetischen Gesichtspunkten eine sehr geringe Bodenfreiheit feststellbar ist, erfordert die fehlende Propriozeption und sensorische Rückkopplung auf der Prothesenseite zusätzliche Bodenfreiheit. Idealerweise kann sich der Nutzer auf die Steuerungsalgorithmen des MPK verlassen, die bei allen Geschwindigkeiten ausreichende Schwunghasenflexionswinkel gewährleisten. Der maximale Flexionswinkel sollte sich also nur wenig mit der Ganggeschwindigkeit ändern, wie es auch bei Gesunden feststellbar ist [85, 84]. Mit dem C-Leg 4 wird unabhängig von der Ganggeschwindigkeit ein gegenüber der kontralateralen Seite leicht erhöhtes Niveau der Flexionswinkelmaxima erreicht und damit ein sehr natürliches Schwunghasenverhalten erzielt. Beim Rheo Knee 3 verändert sich das Kniewinkelmaximum mit der Ganggeschwindigkeit in einer Größe die vergleichbar mit anderen MPK ist [55, 68]. Mit dem Plié 3 werden diese Werte deutlich überschritten und ein natürliches Schwunghasenverhalten ist nicht gegeben. Die technische Analyse bestätigt, dass nur manuelle Einstellungen beim Schwunghasenextensionswiderstand vorgenommen werden können und dementsprechend keine mikroprozessorgesteuerte Anpassung an unterschiedliche Ganggeschwindigkeiten erfolgen kann.

Trotz der fehlenden Steuerung des Extensionsverhaltens erreichte das Plié 3 eine vollständige Streckposition bei fast allen aufgenommenen Schritten, was die Fußpositionierung vereinfacht. Mit dem C-Leg 4 konnte eine reproduzierbare Streckposition bei allen Schritten erreicht werden. Nur mit dem Rheo Knee 3 konnten häufiger unvollständige Streckbewegungen vor Fersenauftritt bei mittlerer und schneller Geschwindigkeit festgestellt werden. Weiterhin war für diese beiden Klassen eine signifikante geringere Ganggeschwindigkeit im Vergleich zu den anderen MPK feststellbar. Das höhere Gewicht bedingt durch den großen Akku des Rheo Knee 3 könnte ein Grund für dieses Verhalten sein (Rheo Knee 3: 1,6 Kg; C-Leg 4: 1,2 Kg; Plié 3: 1,2 Kg). Die niedrige Position des Akkus im Unterschenkelsegment erhöht dabei das Trägheitsmoment zusätzlich, was die Prothesenkontrolle in der Schwungphase erschweren kann. Die deutlich höhere Spanne des Knieflexionswinkels am Ende der Schungphase spricht dafür, dass die Reproduzierbarkeit der Fußposition beim Auftreten mit dem Rheo Knee 3 im Vergleich kleiner ist. Dennoch sind die geringen Unterschiede eher in fordernden Situationen als beim Gehen auf ebenem Untergrund relevant [88], da kein Stolpern und keine Stürze während der Messungen beobachtet wurden.

4.1.3.4 Limitationen

Die geringe Anzahl an Probanden stellt auch in der Folgeuntersuchung die größte Limitation der Ganglabortests dar. Daneben ist die Gruppe durch das Fehlen typischer Komorbiditäten nicht repräsentativ. Gegenüber dem Durchschnitt der transfemorale Amputierten besteht demnach eine höhere Mobilität, die hohe Anforderungen an die funktionelle Charakteristik der Kniegelenke stellt. Einerseits wird erst dadurch ein umfassender Vergleich der MPK im Labor ermöglicht. Andererseits profitieren Patienten mit geringerem Mobilitätsgrad möglicherweise nicht von einigen untersuchten Funktionen, wie der Anpassung an hohe Ganggeschwindigkeiten oder einer komfortablen Standphasenflexion. Solange die Nutzeranforderungen nicht offensichtlich sind, sollten Testversorgungen mit verschiedenen Gelenksystemen erfolgen. Somit kann bestimmt werden ob aus einer höheren Funktionalität eines MPK tatsächlich eine Steigerung des Patientennutzens resultiert.

4.1.4 Zusammenfassung der Ergebnisse zu mikroprozessorgesteuerten Kniegelenken

Bei den in der ersten Studie untersuchten mikroprozessorgesteuerten Kniegelenken (*C-Leg*, *Plié2.0*, *Orion* und *Rel-K*) wurde für alle Gelenke ein zuverlässiges Umschalten zwischen Stand- und Schungphasenwiderständen deutlich. Dennoch konnten signifikante Qualitätsunterschiede beim Gehen in der Ebene festgestellt werden. Die technischen Analysen zeigten, dass diese Unterschiede auf die verschiedenen Funktionsprinzipien zurückgeführt werden können.

Bei detaillierter Betrachtung der Standphasensteuerung fiel besonders das unterschiedliche Verhalten der MPK bei Standphasenextension auf. So weist das C-Leg ein mikroprozessorgesteuertes Servoventil für die Extensionsdämpfung und das Orion eine konstruktiv festgelegte progressive Dämpfung die beide eine harmonische Dämpfung des Streckanschlags ermöglichen. Der Streckanschlag des *Plié2.0* und *Rel-K* war signifikant schlechter gedämpft, da keine Funktionselemente für eine adäquate Dämpfung der Standphasenextension vorhanden sind. Das *Rel-K* erlaubte generell kein fortlaufendes Gehen mit Standphasenflexion.

In der Schwungphasensteuerung ist das verlässliche Erreichen eines optimalen Flexionswinkels bei variabler Kadenz eine entscheidende Voraussetzung zur Vermeidung von Stolpersituation durch den Bodenkontakt der Zehenspitze beim Durchschwingen oder durch schlechtes Timing beim Erreichen des Streckanschlags. Das folgende Maximum des Knieflexionswinkels variierte bei unterschiedlichen Ganggeschwindigkeiten mit dem *C-Leg* am geringsten, was dem Verhalten der kontralateralen Seite

am nächsten kam. Mit dem *Orion* und *Rel-K* konnte ein starker Zusammenhang zwischen Kniewinkelmaximum und Ganggeschwindigkeit nachgewiesen werden. Das *Plié2.0* wich am stärksten von einer optimalen Schwunghasensteuerung ab. Die technische Analyse bestätigte, dass beim *Plié2.0* keine mikroprozessorgesteuerte Adaption des Flexionswiderstandes möglich ist. Es kann nur zwischen einem hohen Standphasenflexionswiderstand und einem niedrigen Schwunghasenflexionswiderstand umgeschaltet werden. Im Gegensatz dazu weisen *C-Leg*, *Orion* und *Rel-K* servohydraulische Ventile zur mikroprozessorgesteuerten Adaption des Flexionswiderstandes auf.

Auch in der Folgeuntersuchung mit *C-Leg 4*, *Plié 3* und *Rheo Knee 3* zeigten alle MPK ein zuverlässiges Umschalten zwischen Stand- und Schwunghase und stets ausreichende Gelenkwiderstände zur Gewährleistung der Standphasensicherheit. Jedoch können nur mit *C-Leg 4* und *Rheo Knee 3* die Widerstände auch mikroprozessorgesteuert an unterschiedliche Bewegungsmuster und Situationen angepasst werden. Beim *Plié 3* finden sich wieder dieselben manuell einstellbaren Elemente zur Erzeugung der Widerstände wie beim *Plié 2.0*. Das wirkte sich direkt auf die Ergebnisse der Ganglaboruntersuchungen aus. Die biomechanische Analyse zeigte, dass das *C-Leg 4* gefolgt von *Rheo Knee 3* dem natürlichen Vorbild am nächsten kommt.

Die ermittelten signifikanten Unterschiede in der Funktion der Kniegelenke deuten daraufhin, dass der tatsächliche Patientennutzen auch im Alltag stark variiert. In jedem Fall treten die Unterschiede in besonders sicherheitskritischen Gangsituationen, wie auf unebenem Terrain, Treppen oder Rampen zu Tage [89]. Deshalb kann nicht davon ausgegangen werden, dass die ganganalytischen Ergebnisse einzelner MPK auf andere Gelenke übertragen werden können. Es besteht weiterer Forschungsbedarf um die verschiedenen Funktionalitäten und sicherheitsrelevanten Merkmale umfassender zu beleuchten.

Die vollständigen Studienergebnisse wurden bereits in englischer [68, 69] und deutscher Fassung [90] veröffentlicht.

4.2 Feldstudie Mobilitätsuntersuchungen an Oberschenkelamputierten

Im Forschungsprojekt der TU Berlin „Mobilitätsuntersuchung an Oberschenkelamputierten“ wurden in einer Feldstudie mit 15 transfemorale amputierten Probanden Tagesdatensätze über ein Jahr mit dem Oktapod Kraft- und Momentensensor und den zugehörigen Kniewinkelsensoren aufgezeichnet [20]. Diese umfangreiche Datenbasis sollte für verschiedene Fragestellungen genutzt werden, die mit dem limitierten Umfang der Daten der hier beschriebenen Probandenstudien nicht adressiert werden konnten. Die Daten wurden bereits nach Belastungszyklen sequenziert, die Zyklen nach Aktivitätsmustern klassifiziert und es wurden für jeden Zyklus biomechanische Kennwerte abgeleitet, die in einer Datenbank zusammen mit dem erkannten Muster abgelegt wurden [20]. Um die Performanz bei der Verarbeitung der umfangreichen Datenbasis zu steigern, wurde nun zunächst die Architektur der zugrundeliegenden Datenbank überarbeitet und an die aktuellen Anforderungen angepasst. Dadurch reduzierte sich der Entwicklungsaufwand beim Programmieren von Datenbankabfragen erheblich und der Umgang mit den Daten wurde durch eine zweckmäßige Reduktion des Umfangs erleichtert. Die Messdaten der Feldstudie konnten somit direkt in die Ganganalysesoftware integriert und hinsichtlich mehrerer Aspekte ausgewertet werden. So sollte erstens die Bestimmung von Belastungen beim Gehen einen Eindruck über die Varianz bei der Ausführung dieses im Alltag wichtigsten Aktivitätsmusters geben (Absatz 4.2.1). Zweitens sollte durch die massive Erweiterung der Datenbasis die Möglichkeit geschaffen werden, verschiedene Normierungsstrategien zur Reduktion der interindividuellen Unterschiede in den biomechanischen

Parametern zu testen (Absatz 4.2.2). Durch die Reduktion der Differenzen könnte zum Beispiel eine Steigerung der Klassifikatorleistung zur automatischen Bewertung von Variationen des Prothesenaufbaus ermöglicht werden. Zum Dritten sollte untersucht werden, inwiefern eine automatische Erkennung von Bewegungsmustern für Probanden, die dem System unbekannt sind, realisiert werden kann (Absatz 4.2.3). Für die Daten der Feldstudie wurde bereits eine Bewegungsmustererkennung mit einem CART-Algorithmus durchgeführt [20]. Unter anderem wurden die Muster Gehen, Treppe hoch-/runtergehen, Rampe hoch-/runtergehen und Fahrradfahren unterschieden. Dazu wurden die Datensätze anhand der Vertikalkraft sequenziert und für jedes Ereignis wurden biomechanische Parameter berechnet, die sich aus charakteristische Punkten oder Extremalwerten der aufgenommenen Kurven ableiten. Zeit-Distanz-Parameter dienten als zusätzliche Eingangsvariablen. Die Grenzen für den entworfenen Entscheidungsbaum wurden für jeden Probanden individuell anhand einer Videodokumentation ermittelt. Weiterhin erfolgte eine Kontrolle der erkannten Bewegungsmuster anhand von durch die Probanden erstellten Aktivitätsprotokollen für ausgewählte Messtage. Durch den hohen Individualisierungsgrad und die akribische Validierung kann von einer ebenfalls hohen Genauigkeit bei der automatischen Zuordnung der Aktivitätsmuster zu den Sequenzen ausgegangen werden. Im dritten Schritt sollte also geprüft werden, ob mit Methoden des maschinellen Lernens eine vergleichbare Genauigkeit bei der Zuordnung erzielt werden kann, ohne individuelle Einflüsse zu berücksichtigen.

4.2.1 Intraindividuelle Varianzen von Bewegungsmustern im Alltag

Um einen Eindruck über die Varianz bei der Ausführung von Bewegungsmustern zu erhalten, wurde das Gehen als wichtigstes Muster betrachtet. Anhand der in der Datenbank abgelegten Extremalwerte aus der Standphase kann die Belastungssituation bewertet werden, was Rückschlüsse auf Ausführungsvarianten des Musters ermöglicht. Es wurde die Belastung beim Auftreten und Abstoßen, gegeben durch die Vertikalkraftminima, anhand der Belastungssituation auf Hüft- Knie- und Sprunggelenkhöhe bestimmt. Zur Visualisierung wurden 3D Histogramme des Durchstoßpunkts des Lastvektors in der Transversalebene berechnet. Aus dem Abstand zwischen Lastvektor und Kniegelenk können Sagittal- und Frontalmomente abgeleitet werden. Damit ähnelt das Histogramm also einer Wahrscheinlichkeitsdichtefunktion über die zwei auf die Belastung normierten Dimensionen Sagittal- und Frontalmoment. Der erwähnte Abstand kann weiterhin als Grundlage für Prüfscenarien von Prothesenkomponenten dienen, in denen auf bestimmte Hebelarmgeometrien zurückgegriffen wird, um in einem Prüfstand realistische Schnittlasten in den Prothesenkomponenten zu erzeugen.

In dem immensen Datenpool der Feldstudie waren intraindividuell sehr unterschiedliche Varianten des Gehens feststellbar, aber auch eine große interindividuelle Bandbreite. In Abbildung 60 ist für einen Probanden der Durchstoßpunkt des Lastvektors auf Kniehöhe beim Auftreten in Relation zum Kniezentrum dargestellt. Daraus lassen sich die für die Kniebewegung maßgeblichen Momente ableiten. Sofort wird deutlich, dass das betrachtete Bewegungsmuster „Gehen“ in zwei Varianten ausgeführt wird, da sich zwei Cluster im Histogramm finden. Ähnliche Ergebnisse konnten für die weiteren Probanden festgestellt werden.

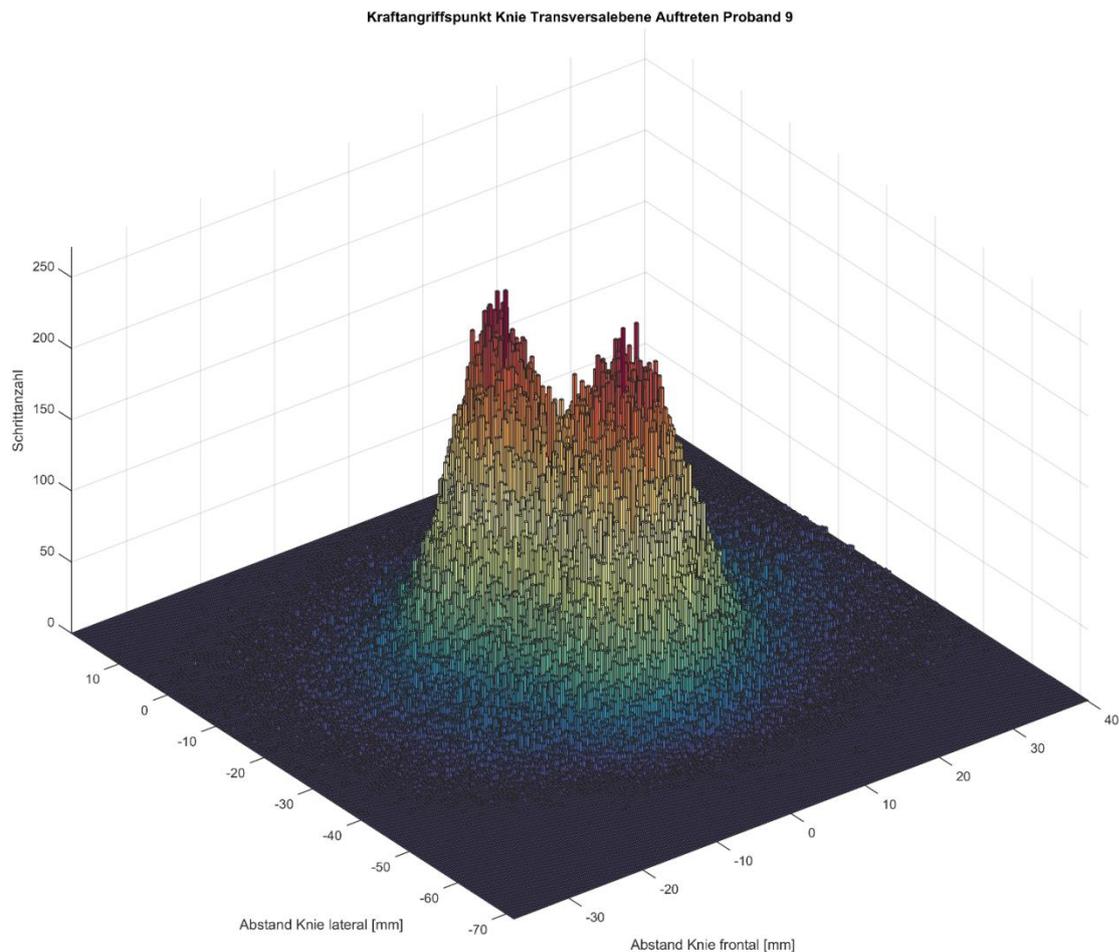


Abbildung 60 3D-Histogramm des Kraftangriffspunktes auf Kniehöhe am Vertikalkraftmaximum (Auftreten), Daten eines Probanden über 1 Jahr

Die unter Laborbedingung ermittelten Messdaten zeigen ein anderes Bild. Unter den konstanten Bedingungen wird eine geringere Varianz des für die dämpfende Standphasenbeugung grundlegenden Kniebeugemoments während der Belastungsantwort erreicht, wie in den folgenden Probandenstudien deutlich wird. Das in der Feldstudie ermittelte stabilere der beiden manifesten Bewegungsmuster des Gehens ist demnach vermutlich auf kleinere Schritte z.B. im häuslichen Umfeld zurückzuführen. Da auch innerhalb der einzelnen Clustern eine vergleichsweise große Varianz deutlich wird, sollte eine umfassende Bewertung einer prothetischen Versorgung idealerweise auch Messungen im alltäglichen Umfeld umfassen. Ein mobiles Ganganalysesystem bietet hier prinzipiell gute Möglichkeiten, jedoch erscheint eine Umsetzung im Versorgungsalltag zu aufwendig. Die in aktuellen MPK integrierten Messfunktionen bieten dafür eine praktikablere Lösung, sind jedoch weit weniger umfassend. Eine Erweiterung der in den Prothesenkomponenten erfassbaren Parameter ist vor diesem Hintergrund sehr sinnvoll.

4.2.2 Interindividuelle Varianzen und Normierungsstrategien

In den Daten der folgenden Probandenstudien sind trotz geringer Varianzen innerhalb einer Messung große interindividuelle Unterschiede feststellbar. Die Effekte aus der Individualität des Gangbilds sollten zur Vereinfachung der Interpretation der Daten so weit wie möglich eliminiert werden. Dabei

spielen die unterschiedlichen Voraussetzungen der Patienten eine entscheidende Rolle wie Gewicht, Körpergröße, Stumpflänge und -beweglichkeit, aber auch muskuläre Disbalancen und individuelle Vorlieben bei der Ausführung von Bewegungsmustern. Zur Reduktion des Probandeneinflusses wurden verschiedene Normierungsstrategien untersucht. Die aus Körpergröße l_p und Gewicht m_p des Probanden resultierenden Effekte konnten mit der Methode der dimensionslosen Skalierung [91] verringert werden. Sie wurde bei gesunden Probanden erfolgreich angewandt [92, 93]. Mit Hilfe der Erdbeschleunigung g ergeben sich normierte Kräfte F_{norm} , Momente M_{norm} , Schrittlängen l_{Snorm} und Geschwindigkeiten v_{norm} zu:

$$F_{norm} = \frac{F}{m_p g} \quad (14.1), \quad M_{norm} = \frac{M}{m_p g l_p} \quad (14.2), \quad l_{Snorm} = \frac{l_S}{l_p} \quad (14.3), \quad v_{norm} = \frac{v}{\sqrt{g l_p}} \quad (14.4)$$

In Abbildung 61 ist erkennbar, dass sich bei Betrachtung der Rohdaten des ersten Minimums der Vertikalkraft während der mittleren Standphase eines Gangzyklus mehrere probandenspezifische Cluster abzeichnen. Nach dimensionsloser Skalierung dieser Daten verliert sich diese Gruppierung und die Geschwindigkeitsabhängigkeit dieses Parameters wird deutlich (Regressionsgerade mit $R^2=0,48$ gegenüber $R^2=0,23$ ohne Normierung). Die dimensionslose Skalierung war jedoch nicht für alle Gangparameter erfolgreich. Dies lässt sich dadurch erklären, dass bei Amputierten neben Körpergröße und Gewicht auch andere Gegebenheiten einen großen Einfluss auf die Gangparameter haben. Um die Normierungsmethode mit einer größeren Datenbasis zu optimieren, wurden abschließend die Messdaten der einjährigen Feldstudie genutzt.

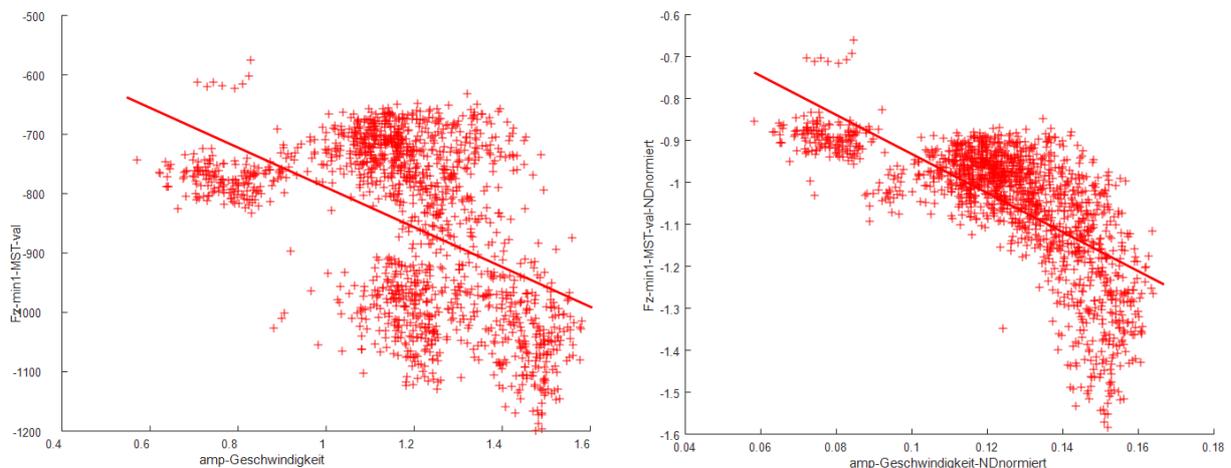


Abbildung 61 Erstes Minimum der Vertikalkraft (MST) über Geschwindigkeit; rechts: Rohdaten von sieben Probanden und Regressionsgerade ($R^2=0,23$); links: Dimensionslose Skalierung der Daten und Regressionsgerade ($R^2=0,48$)

Trotz der erreichten Reduktion der interindividuellen Unterschiede über die beschriebenen Normierungsverfahren kann keine allgemeingültige Aussage zum Optimum von Gangparametern getroffen werden. Aus den erzielten Ergebnissen lassen sich dennoch übliche Streubereiche definieren. Bei der Nutzerbefragung wurde weiterhin festgestellt, dass die Einordnung eines einzelnen Probanden im erwarteten Streuband bereits gute Hinweise für die Prothesenanpassung durch den Orthopädietechniker geben kann. Die für den Demonstrator maßgeblichen Streubänder des Normalbereichs wurden dynamisch gestaltet, um der großen interindividuellen Bandbreite Rechnung zu tragen und Vergleichsgruppen flexibel einbinden zu können. So lassen sich zum Beispiel

verschiedene Normbereiche für die einzelnen Mobilitätsklassen definieren. Ein Beispiel für die Visualisierung der Normbereiche ist in Abbildung 62 gegeben, bei der zwei Messungen aus den Aufbauvariationsstudien verglichen werden.

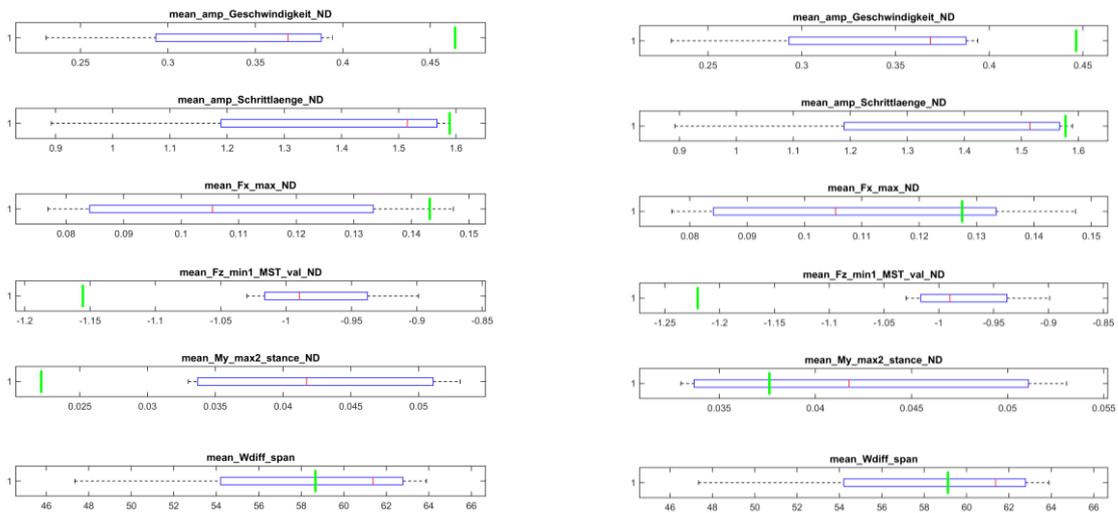


Abbildung 62 Einordnung der Gangparameter Geschwindigkeit, Schrittlänge, Maximum Kraft anterior-posterior, Minimum Kraft cranial-caudal, Maximum Sagittalmoment Abstoßen und Spanne sagittaler Kniewinkel aus zwei Messungen der Aufbauvariationsstudie in die mit dimensionsloser Skalierung ermittelten Streubänder (blaue Boxplots), grüne Markierungen links: Mittelwerte bei Kniepolverschiebung anterior 12 mm, grüne Markierungen rechts: Mittelwerte bei Kniepolverschiebung posterior 12 mm

4.2.3 Maschinelle Lernmethoden zur Aktivitätsmustererkennung

Für das Training der Klassifizierungsalgorithmen zur Aktivitätsmustererkennung war zunächst eine Anpassung der Datenstruktur notwendig. Anhand der in der Datenbank hinterlegten 286 biomechanischen Parameter für jeden Belastungszyklus soll das tatsächliche Aktivitätsmuster (Gehen, Fahrrad, Treppe hoch, Treppe runter, Rampe hoch, Rampe runter) bestimmt werden. Dazu war zunächst eine Anpassung der Datenstruktur notwendig. Es wurde ein Skript erstellt, das für jeden Belastungszyklus die einzelnen 286 Werte (Features) in der Messdatenbank zusammenführt und mit dem im Voraus probandenspezifisch bestimmten Bewegungsmuster kennzeichnet. Zur Datenreduktion wird dann eine Zufallsauswahl getroffen, indem von jedem Patient in jeder Bewegungsmusterklasse so weit möglich 50 Datensätze ausgewählt werden. Daraus resultiert eine bezogen auf die Grundgesamtheit gleichmäßig verteilte Auswahl von 3820 Datensätzen, die verschiedene Aspekte des Gangbildes und die damit einhergehende Varianz in den Daten abbildet. Zur Validierung wurden drei verschiedenen Aufteilungen dieser Datensätze vorgenommen, um den interindividuellen Einfluss genauer zu beschreiben. Es wurden verschiedene gängige Klassifizierungsalgorithmen getestet und eine neu konzipierte Ensemble-Methode, welche die erfolgreichsten Algorithmen mit einem Majority Voting verknüpft. Die Ergebnisse ausgewählter Varianten sind im Folgenden beschrieben.

4.2.3.1 Methoden

4.2.3.1.1 Validierung

Ziel der Anwendung der Klassifizierungsalgorithmen ist es, für unbekannte Daten eine möglichst gute Prognosen (Klassenzuordnung) zu erzielen. Da für diese Daten aber auch die wahre Zuordnung unbekannt ist, werden bereits bekannte Daten zur Validierung genutzt. Der zur Verfügung stehende Datensatz wird dazu mehrfach in ein Trainingsset zur Optimierung des Algorithmus und ein Testset zur Validierung geteilt (Cross Validation). Die Aufteilung erfolgt auf Basis einer gegebenen Anzahl von Durchläufen (Folds, hier $k=5$ zur Beschränkung des Rechenaufwands). Die Datenmenge wird dabei in gleich große Teile unterteilt, wobei ein Teil als Testset dient und die anderen als Trainingsset. Dann wird das Testset gewechselt, bis alle Teile einmal als Testset verwendet wurden. Die Klassifizierungsleistung des Algorithmus wird dann als Durchschnitt aller Durchläufe ermittelt. Die beschriebene Validierungsmethode (Cross Validation) wurde als stratifizierte Kreuzvalidierung genutzt. Die Anteile der verschiedenen Klassen werden dabei so gewählt werden, dass sie im Trainings- und Testset vergleichbar sind (Stratified Cross Validation). Darauf aufbauend wurden jeweils drei verschiedene Validierungsszenarien untersucht. Im ersten Szenario wird die gesamte Datenauswahl genutzt. Im zweiten Szenario wird für jeden Patienten ein eigenes Modell berechnet und getestet. Im dritten Szenario soll untersucht werden, ob bei leave-one-out-Validierung, bei der die Daten eines Probanden das Testset bilden, vergleichbare Klassifizierungsgenauigkeiten erreicht werden. Somit kann bewertet werden, ob ein Algorithmus Vorhersagen für einen dem System unbekanntem Probanden treffen kann. In diesem Szenario entsprechen also die Folds der Anzahl der 16 Probanden.

4.2.3.1.2 Feature Selection

Um einer Überanpassung der Klassifikatoren durch die große Anzahl an biomechanischen Parametern zu begegnen, wurden verschiedene Ansätze zur Auswahl der aussagekräftigsten Features getestet. Ein Überblick zu den im Folgenden beschriebenen Methoden ist in Tabelle 28 zu finden. Für eine exakte Beschreibung der verwendeten Implementierungen sei auf die MATLAB-Referenz der Machine Learning and Statistics Toolbox verwiesen [94]. Ergänzende Quellen sind im Text angegeben.

Die **TreeBagger-Feature Selection** nutzt einen Random-Forest Ansatz (siehe TreeBagger in Absatz 4.2.3.1.3). Das Ensemble besteht hier aus 20 Entscheidungsbäumen. Der Methode liegt die Annahme zugrunde, dass eine Variable, deren Permutation zu einem erhöhten Vorhersagefehler (Prediction Error) bei geringer Varianz führt, sehr aussagekräftig und relevant für die Klassifizierung ist. Die Methode gibt abschließend ein Ranking der ermittelten Relevanzen (Variable Importances) zurück.

Der **Single Variable Classifier** Ansatz testet, wie gut eine einzelne Variable den Datensatz klassifizieren kann. Dazu wird der Trainingsdatensatz mit einer Cross-Validation in 10 Teile unterteilt. Danach werden Trainings- und Testset jeweils auf die zu untersuchende Variable beschränkt und die Klassifizierungsleistung wird über die Folds gemittelt. Die Güte der Klassifizierung und ergibt das Ranking der Features.

Mutual Information repräsentiert den statistischen Zusammenhang zweier Zufallsvariablen und gibt an inwiefern sich der Wert einer Zufallsvariable besser vorhersagen lässt, wenn die jeweils andere Variable bekannt ist. Bei der Feature Selection mit Mutual Information wird ein Ranking zurückgeben, das die Features nach der höchsten Mutual Information zwischen untersuchter Variable und Klasse sortiert. [95]

Die **T-Test Feature Selection** bestimmt für jedes Feature, ob signifikante Unterschiede zwischen den Klassen bestehen. Es werden alle Features mit p-Werten unterhalb des Signifikanzniveaus ausgewählt.

Beim **Relief-F** Ansatz wird zunächst eine Klassifizierung durchgeführt, um dann zu untersuchen welche Features einen Einfluss auf die Entscheidung haben. Im Falle von zwei möglichen Klassen wählt der Algorithmus zufällig eine Beobachtung aus und ermittelt zwei nächstgelegene Nachbarn dazu (Nearest Neighbors) – einen aus der eigenen (Nearest Hit), einen aus der anderen Klasse (Nearest Miss). Nun werden die Gewichte der Features erhöht, in denen die Beobachtung mit dem Nearest Hit übereinstimmt. Die Gewichte der Features, in denen sich die Beobachtung vom Nearest Hit unterscheidet oder in denen sie mit dem Nearest Miss übereinstimmt, werden verringert. Dabei wird eine bestimmte Anzahl von k Nearest Neighbors pro Klasse genutzt. Zur Bestimmung von k wurde eine kleine Testreihe mit den 12 am besten bewerteten Features durchgeführt. Bei k=50 ergab sich die höchste Genauigkeit von 83%.

4.2.3.1.3 Klassifizierungsalgorithmen

Für die auf die Featureselection folgende eigentliche Klassifizierung müssen die Daten zunächst konditioniert werden. Es erfolgte eine Skalierung mit zscore-Normierung, welche den Mittelwert jeder Variablen auf 0 und die Standardabweichung auf 1 setzt. Das Testset wird dabei auf Basis der Daten des Trainingssets normiert, um Probleme durch die geringere Datensatzanzahl im Testset auszuschließen. Die abschließend verwendeten Klassifizierungsalgorithmen sind im Folgenden kurz beschrieben. Für eine exakte Beschreibung der verwendeten Implementierungen sei wiederum auf die MATLAB-Referenz der Machine Learning and Statistics Toolbox verwiesen [94]. Ergänzende Quellen sind im Text angegeben.

Die **lineare Diskriminanzanalyse (LDA)** versucht, auf Basis der Trainingsdaten lineare Grenzen zwischen den verschiedenen Klassen im Merkmalsraum zu finden. Die separierenden Hyperebenen werden mit dem Fisher Kriterium bestimmt. Ein neues Objekt wird der Gruppe zugeordnet, zu der die Distanz zum Gruppenmittelwert am kleinsten ist. Dabei werden die Kovarianzen zwischen den Variablen mit einbezogen. Da die für eine LDA geforderte ähnliche Kovarianzstruktur nicht gegeben war, wurde eine Variante des Algorithmus mit Diagonaler Kovarianzmatrix verwendet. [96]

Der **TreeBagger** basiert auf einem Random Forest Algorithmus. Hier werden aus dem Trainingsdatenset mehrere zufällige Trainingssets erstellt. Für jedes der neu erstellten Trainingssets wird ein Klassifikator trainiert. Daraus resultiert eine große Anzahl an Entscheidungsbäumen (CART) mit gleicher Struktur. Die Features werden zufällig ausgewählt und sind für jeden Baum unterschiedlich. Als vorhergesagte Klasse wird jene ausgewählt, für die sich die Mehrheit der trainierten Klassifikatoren entscheidet („Bagging“ von „Bootstrap Agregating“). Der TreeBagger wird mit 45 Entscheidungsbäumen verwendet. [97]

libSVM basiert auf einem **Support Vector Machine** Algorithmus bei dem über alle Features eine separierende Hyperebene gesucht wird, die zu Daten in den zu trennenden Klassen den größtmöglichen Abstand hat. Statt der Standard-Implementierung in Matlab wird das Paket libSVM verwendet, welches sich als sehr performant und robust erwiesen hat. Diese Methode arbeitet mit einem all-vs-all-Ansatz, bei dem das Mehrklassenproblem in viele Zweiklassenprobleme mit abschließendem Mehrheitsvotum zerlegt wird. [98]

Der **KNN** bzw. **K-Nearest-Neighbour** Algorithmus bezieht eine Anzahl von k nächsten Nachbarn im Merkmalsraum zur Klassifikation eines Datensatzes ein. Der Datensatz wird dann in diejenige Klasse

eingordnet, der die Mehrheit der k nächsten Nachbarn angehört. Das Training des Klassifikators besteht also lediglich im Speichern des Trainingssets. [99]

Der **Naive Bayes** bzw. **Bayes Klassifikator** ist eine Funktion die jeden Punkt im Merkmalsraum auf die Klasse abbildet, zu der die höchste Zugehörigkeitswahrscheinlichkeit besteht. Die Trainingsdaten werden deshalb genutzt, um Wahrscheinlichkeitsdichtefunktionen der Klassenzugehörigkeit im Merkmalsraum zu schätzen. Der Naive Bayes nimmt bezogen auf dieses Verteilungsmodell eine optimale Zuordnung vor. Jedoch werden dabei keine Korrelationen von Merkmalen berücksichtigt. [100]

Der **NCC** bzw. **Nearest Cluster Classifier** basiert auf dem KNN-Algorithmus. Er nutzt jedoch eine Clusteranalyse um die Trainingsdaten zu reduzieren, die bei KNN komplett vorgehalten werden müssen. Die resultierenden Cluster werden basierend auf den Trainingsdaten per Mehrheitsvotum einer Klasse zugeordnet. Nun müssen die Testdaten nur noch einem der Cluster zugeordnet werden, wodurch sich der Klassifizierungsaufwand stark reduziert. [101]

4.2.3.2 Ergebnisse

Die Ergebnisse der Klassifizierung werden in Form einer Confusion Matrix ausgegeben. Sie stellt für die Testdaten tatsächliche und prognostizierte Klassenlabels bzw. Schemata gegenüber und lässt somit einerseits Rückschlüsse auf die Qualität der Prognose, andererseits aber auch auf mögliche Schwachstellen im Algorithmus zu. In den Zeilen sind die tatsächlichen Klassen angegeben und in den Spalten die durch den Klassifikator prognostizierten.

Tabelle 18 Confusion Matrix für die automatische Klassifikation von Aktivitätsmustern mit der Methode der linearen Diskriminanzanalyse und Angabe von Spezifität (Spezif.), Sensitivität und Genauigkeit/Accuracy (Accur.)

		Vorhersage des Klassifikators						Summe	Sensitivität
		Gehen	Fahrrad	Treppe hoch	Treppe runter	Rampe hoch	Rampe runter		
Tatsächliche Zuordnung	Gehen	76	0	8	6	2	4	96	79%
	Fahrrad	0	18	0	0	0	0	18	100%
	Treppe hoch	22	0	69	0	5	0	96	72%
	Treppe runter	3	0	3	62	0	3	71	87%
	Rampe hoch	19	0	0	2	0	86	107	0%
	Rampe runter	3	0	0	2	0	86	91	95%
Summe		123	18	80	72	7	179	Anzahl	479
Spezif.		88%	100%	97%	98%	98%	76%	Accur.	65%

Für das Gehen sind mit der linearen Diskriminanzanalyse hier 76 Vorkommen richtig-positiv klassifiziert worden (Tabelle 18). Die weiteren Werte in der ersten Zeile geben die falsch-negativen Zuordnungen und die weiteren Werte in der ersten Spalte die falsch-positiven Zuordnungen an. Die restlichen Werte entsprechen den richtig-negativen Zuordnungen für das Muster Gehen. In der

letzten Spalte finden sich die Sensitivitäten bezogen auf die einzelnen Aktivitätsmuster, die dem Quotienten aus richtig-positiven zu tatsächlich positiven Vorkommen entsprechen. In der letzten Zeile stehen Spezifitäten zu den Aktivitätsmustern, die als Quotient aus richtig-negativen zu tatsächlich negativen Vorkommen ermittelt werden. Zuletzt ist die Anzahl der Vorkommen und die Genauigkeit (Accuracy) aller Zuordnungen angegeben. Dieser wichtigste Kennwert berechnet sich aus der Summe richtig-positiver Zuordnungen (Diagonale) zur Anzahl aller Vorkommen. Im Folgenden soll einzig die Accuracy zu den verschiedenen Algorithmen angegeben werden.

Die dargestellten Ergebnisse zeigen besonders beim Muster „Rampe hoch“ Schwierigkeiten bei der Zuordnung. Die Sensitivität beträgt hier 0% und die Vorkommen wurden vornehmlich bei den Mustern Rampe runter und Gehen eingeordnet. Generell ist das Gehen auf ebener Strecke nur schwer vom Gehen auf Rampen mit geringer Steigung oder Treppen mit geringer Stufenhöhe zu unterscheiden. Dennoch wurde versucht, über eine Anpassung des Klassifikator eine Verbesserung der Genauigkeit zu erreichen (Discriminant Function: „diagquadratic“ [102]).

4.2.3.2.1 Szenario 1: Stratified Cross Validation

Im ersten Schritt wurden sowohl alle Probanden als auch alle Features in das Trainingsset einbezogen. Die ausgegebenen Confusion Matrices sind alle sehr ausgewogen und haben viel Gewicht auf der Diagonalen. Die Algorithmen TreeBagger und libSVM sind die vielversprechendsten Klassifikatoren mit mehr als 90% Accuracy (Tabelle 19, fett markiert).

Tabelle 19 Ergebnisse der Klassifizierung bei Stratified Cross Validation, Mittelwert der Genauigkeit über alle Folds

Algorithmus	Mittlere Accuracy	Varianz Accuracy
LDA	75%	0,07
TreeBagger	91%	0,05
libSVM	91%	0,08
KNN	84%	0,15
NaiveBayes	81%	0,11
NCC	72%	0,29

4.2.3.2.2 Szenario 2: Feature Selection

Die in Tabelle 20 dargestellten Genauigkeiten (Accuracies) zeigen, dass die Anwendung einer Feature Selection für alle Klassifikatoren zu einer schlechteren Performanz führt. Dies lässt sich vermutlich auf eine ungünstige Auswahl an Features oder auf eine generell zu geringe Anzahl selbiger zurückführen. Jedoch könnte die höhere Genauigkeit bei vollständigem Feature-Set auch auf eine Überanpassung des Modells hindeuten.

Tabelle 20 Ergebnisse der Klassifizierung bei Stratified Cross Validation und verschiedenen Feature Selection Methoden, Mittelwert der Genauigkeit über alle Folds

Klassifikator	Accuracy mit verschiedenen Feature Selection Algorithmen				
	TreeBagger-FS	Single Variable Classifier	Mutual Information	TTest-FS	Relief-F
LDA	73%	71%	51%	62%	66%
TreeBagger	85%	84%	71%	83%	83%
libSVM	78%	77%	64%	73%	69%
Logistic Regression	76%	78%	63%	72%	70%
KNN	82%	80%	63%	78%	77%
Naive Bayes	78%	75%	56%	69%	71%
NCC	70%	68%	54%	58%	66%

In den angewandten Feature Selection Methoden wurden stets die 12 vielversprechendsten aus 286 Features ausgewählt. Bei der am höchsten bewerteten TreeBagger Feature Selection fiel auf, dass bei jeder Aufteilung der Daten stark unterschiedliche Feature Sets ausgewählt wurden. Nur wenige Features kommen in jedem oder zumindest mehreren der durch diese Methode ausgewählten Sets vor, wobei sich die meisten dieser Features vom Sagittalmoment ableiten:

- Fzmin2Pos_ProzStpd – Zeitpunkt des Abstoßens in Prozent der Standphase
- Fzmin_MyKnie – Sagittalmoment am globalen Minimum der cranial-caudalen Kraft
- Fxmax_MyKnie – Sagittalmoment am Maximum der anterior-posterioren Kraft
- Fymax_MyKnie – Sagittalmoment am Maximum der medio-lateralen Kraft
- MyKniemax_MyKnie – globales Maximum Sagittalmoment
- MzKniemax_MyKnie – Sagittalmoment am Maximum des Transversalmoments
- Womax_Wo – Maximum sagittaler Oberschenkelwinkel
- Womax_Wu –sagittaler Unterschenkelwinkel am Maximum sagittaler Oberschenkelwinkel
- Fzmin1_MyKnie – Sagittalmoment am ersten Minimum der cranial caudalen Kraft
- MyKniemax1_OffsetProz – Zeitpunkt 1. Maximum Sagittalmoment in Prozent der Standphase
- MyKniemax1_Fx – anterior-posterioren Kraft am 1. Maximum des Sagittalmoments
- MyKniemax1_Fz – cranial-caudalen Kraft am 1. Maximum des Sagittalmoments
- MyKniemax1_MyKnie – 1. Maximum des Sagittalmoments
- MyKniemax2_Fz – cranial-caudalen Kraft am 2. Maximum des Sagittalmoments

Die starke Betonung des Sagittalmoments bei der Feature Selection lässt sich auf die unterschiedlichen Belastungen bei den untersuchten Aktivitätsmustern zurückführen. So erhöht sich das Sagittalmoment bei den Mustern Rampe hoch und Treppe hoch (sofern alternierend ausgeführt) durch die aktive Stumpfarbeit zur Überwindung des Höhenunterschieds. Das Beugen unter Last bei den Mustern Treppe runter und Rampe runter hat ebenfalls einen deutlichen Effekt auf das Sagittalmoment, der sich vom Gehen in der Ebene unterscheidet. Fahrradfahren erzeugt durch die geringe Belastung generell sehr geringe Sagittalmomente. Es könnte deshalb sinnvoll sein Ähnlichkeiten in den Sagittalmomentenkurven zur Klassifikation heranzuziehen, statt sich auf einzelne Extremalwerte zu fokussieren. Der Einsatz von Wavelet-Methods mit nachgeschalteten Neural Networks [103] könnte hier wegweisend sein und bedarf weiterer Forschung. Möglicherweise wäre diese Methode auch für die Klassifikation verschiedener Prothesenaufbauvarianten geeignet, die in den folgend vorgestellten Studien untersucht wurden. Zunächst soll jedoch noch der Probandeneinfluss auf die Klassifikatorleistung genauer betrachtet werden.

4.2.3.2.3 Szenario 3: Probandeneinfluss

In Szenario 3 wurde der Probandeneinfluss mit Hilfe zweier Vorgehensweisen ermittelt. Zuerst wurden Klassifikatoren für jeden einzelnen Probanden entworfen. Die Genauigkeiten wurden dann über alle Probanden gemittelt. Dabei konnten die bisher höchsten Werte von bis zu 93% erzielt werden. Der Einsatz von TreeBagger Feature Selection verringerte die Genauigkeiten nicht wesentlich. Dies könnte darauf deuten, dass durch die Integration aller Features in Szenario 1 eine Überanpassung des Modells hinsichtlich der Intervariabilität der Bewegungsmuster begünstigt wird. Eine Reduktion der Features erscheint vor diesem Hintergrund als unumgänglich für eine robuste Aktivitätsmustererkennung. Allerdings ist die Anzahl der Probanden für das Training von Probandenübergreifenden Klassifikatoren bisher nicht ausreichend. Wird eine Leave-one-out Validierung angewandt, bei der die Daten eines Probanden das Testset bilden, kann nur eine mittlere Genauigkeit von 72% über die 16 Folds erreicht werden.

Tabelle 21 Ergebnisse der Klassifizierung bei Probandenspezifischen Klassifikator mit Stratified Cross Validation (links) und Probanden-übergreifendem Klassifikator mit Leave-one-out Validierung (rechts), Mittelwert der Genauigkeit über alle 17 Probanden

Algorithmus	Mittlere Accuracy P-spezifisch	Mittlere Accuracy P-übergreifend
LDA	87%	59%
TreeBagger	93%	72%
libSVM	90%	72%
KNN	85%	61%
NaiveBayes	84%	62%
NCC	85%	68%

4.2.3.3 Diskussion und Limitationen

Die gewünschte Aktivitätsmustererkennung für bisher unbekannte Probanden, erfordert eine größere Datenbasis. Besonders die Anzahl der Probanden muss gesteigert werden, um individuelle Ausführungsvarianten der Bewegungsmuster in den Trainingsdaten besser abbilden zu können. Insgesamt konnten dennoch gut geeignete Methoden zur automatischen Detektion von Aktivitätsmustern erarbeitet werden. Besonders gute Ergebnisse wurden in allen Szenarien mit den TreeBagger Methoden erzielt. Bei der Feature Selection wurde eine starke Betonung von Parametern deutlich, die aus dem Sagittalmoment abgeleitet werden. Dies wirft die Frage auf, ob eine auf Ähnlichkeiten zwischen Kurvenverläufen basierende Auswertung Vorteile gegenüber der durchgeführten Ableitung von ausgewählten Parametern aus den Kurvenverläufen hat. Da der erhebliche Aufwand beim dazu notwendigen Rückgriff auf die Rohdaten der Feldstudie in keinem Verhältnis zu bestehenden Limitationen aus dem geringen Probandenpool stand, wurde der Ansatz nicht weiter verfolgt. Eine genauere Untersuchung mit einem größeren Probandenpool wäre dennoch wünschenswert, da mit diesem Ansatz eine Verbesserung der Robustheit der automatischen Aktivitätsmustererkennung möglich erscheint. Ein automatisiertes Verfahren ist in jedem Fall unabdingbar, um die Aktivitätsmustererkennung im mobilen Ganganalysesystem realisieren zu können. Unter den hier gegebenen Voraussetzungen kann die TreeBagger Methode zur automatisierten Aktivitätsmustererkennung empfohlen werden. Daneben sei auf die Support Vector Machine Methode hingewiesen, die ebenfalls hohe Klassifikatorleistungen erzielte und erfolgreich bei der Klassifizierung von verschiedenen Prothesenaufbauvarianten eingesetzt wurde.

4.3 Studien zum Prothesenaufbau

Die durchgeführten Untersuchungen zum Prothesenaufbau lassen sich in vier Studien gliedern, die sich hinsichtlich der eingesetzten Messtechnik und der durchgeführten Variationen des Prothesenaufbaus unterscheiden (siehe auch Übersicht Tabelle 9). Zu Beginn wurde eine Pilotstudie mit zwei Probanden durchgeführt, um eine große Bandbreite an Aufbauvariationen abdecken zu können (Absatz 4.3.2). Dadurch sollten die in den folgenden Studien zu untersuchenden Aufbauvariationen identifiziert werden, wobei zusätzlich verschiedene Experten aus Versorgung und Forschung befragt wurden. Die für den Versorgungsalltag relevantesten Anpassungen des Prothesenaufbaus wurden dann in zwei Studien mit größerer Probandenanzahl untersucht. Beide Studien unterscheiden sich hinsichtlich des Prothesenaufbaus von dem die Änderungen ausgehen. In Studie 1 wurde der Aufbau nach Herstellerangaben (Bench-Alignment) als vergleichbare Ausgangsbasis genutzt (Absatz 4.3.3). In Studie 2 wurden Variationen ausgehend vom gewohnten Aufbau (Ist-Aufbau) vorgenommen, was Vorteile hinsichtlich Gewöhnungseffekten versprach (Absatz 4.3.4). Während in den ersten drei Studien stets mit Inertialsensoren und einem stationären Ganganalysesystem parallel gemessen wurde, wurde in der letzten Studie 3 nur mit dem überarbeiteten mobilen Messsystem gearbeitet (Absatz 4.5). Dadurch konnten deutlich mehr Aufbauvariationen betrachtet werden, weshalb auch Kombinationen einzelner Freiheitsgrade der Prothese untersucht wurden. Studie 3 diente weiterhin als abschließender umfassender Test des Demonstrators und seiner Eignung für einen Einsatz im Feld.

4.3.1 Material und Methode Pilotstudie, Studien 1 & 2

Da das Studiendesign und das Vorgehen in den ersten drei Untersuchungen sehr ähnlich waren, wird die Beschreibung von Material und Methode im Folgenden zusammengefasst und die vorhandenen Unterschiede werden vergleichend hervorgehoben. So lässt sich ein erstes Bild der erhofften Verbesserungen durch die vorgenommenen Änderungen im Studienprotokoll zeichnen. Die tatsächlichen Auswirkungen werden dann im Ergebnis- und Diskussionsteil ausführlicher besprochen. Dabei wird deutlich, dass die unterschiedlichen Protokolle jeweils eigene Erkenntnisse generierten und somit einen gangbaren Weg zu einem tieferen Verständnis der biomechanischen Auswirkungen von Prothesenaufbauvariationen markieren.

Die ethische Bewertung der Aufbauvariationsuntersuchungen an Oberschenkelamputierten erfolgte durch die Ethikkommission des Hannover Clinical Trial Center der Medizinischen Hochschule Hannover mit abschließendem positivem Votum. Alle Probanden zeigten eine große Motivation zur Mitwirkung an der Studie und waren sehr interessiert an den Implikationen der Ergebnisse für die Versorgungspraxis. Sieben einseitig auf Oberschenkelhöhe beinamputierte Probanden entsprachen den Einschlusskriterien und nahmen zumeist an mehreren der drei Studien teil (siehe Tabelle 22). Die Fähigkeit zum sicheren Gehen ohne Gehhilfen und das Vorhandensein des notwendigen Bauraums in der Prothese zum Einbau von Verschiebeadaptoren und Kraft- und Momentensensor sind für alle Studien als Einschlusskriterien hervorzuheben. Probanden mit langen Stümpfen oder Knieexartikulation sind damit von der Teilnahme ausgeschlossen. Lange Stümpfe erleichtern tendenziell die Prothesenkontrolle, weshalb negative Effekte durch Veränderungen am Prothesenaufbau leichter muskulär ausgeglichen werden können. Damit sollten Auswirkungen auf die Kinematik des Gehens vermutlich geringer ausfallen. Mit den gewählten Einschlusskriterien kommen die Effekte von Aufbauvariationen also stärker zum Tragen. Der Ausschluss von Gehhilfen stellt wiederum eine Mindestanforderung an das Gangbild mit Prothese. Nur bei ausreichender Belastung der Prothese beim Gehen können Effekte durch unterschiedliche Prothesengeometrien wirksam

werden. Die geringere Anzahl Probanden in Studie 2 war durch Wohnortwechsel bzw. eine rapide Verschlechterung des Gesundheitszustandes von Probanden bedingt, wodurch die weitere Teilnahme an der Studie den Probanden nicht zuzumuten war.

Tabelle 22 Übersicht Probanden Pilotstudie, Studie 1 und Studie 2

Proband	A	B	C	D	E	F	G
Teilnahme Pilotstudie	✓	✓					
Teilnahme Studie 1	✓		✓	✓	✓	✓	✓
Teilnahme Studie 2			✓	✓			✓
Alter [Jahre]	38	56	46	43	18	31	47
Geschlecht	M	M	W	M	W	M	M
Körpergröße [cm]	183	189	172	185	168	189	186
Gewicht [kg]	89	77	76	76	77	89	100
Stumpflänge [cm]	21	17	12	22	17	12	23,5
Mobilitätsgrad	4	4	3-4	3-4	2-3	2-3	3
Amputationsgrund	Trauma	Sepsis	Osteitis	Trauma	Tumor	Tumor	Trauma
Prothese seit [Jahre]	30	33	16	5	4	9	36
Prothesenknie nativ	Genium	C-Leg	Genium	C-Leg	C-Leg	C-Leg	C-Leg
Prothesenfuß nativ	Triton	C-Walk	C-Walk	Trias	Trias	Axtion	C-Walk

Für die Messungen in der **Pilotstudie** nutzten die Probanden das Kniegelenk C-Leg [a] in Kombination mit dem Prothesenfuß 1D35 [a] und dem gewohnten Schaft in sitzbeinumfanggreifendem Design. In **Studie 1** wurde das Kniegelenk C-Leg mit dem gewohnten Prothesenfuß kombiniert (siehe Tabelle 22). Alle Probanden hatten Erfahrungen mit dem C-Leg Kniegelenk aus früheren Versorgungen, wodurch eine kurze Eingewöhnungszeit realisiert werden konnte. Kritischer als der Pasterwechsel war die teils deutliche Abweichung des gewohnten Aufbaus zum Prothesenaufbau nach Herstellerangaben, der in der Pilotstudie und Studie 1 als vergleichbare Referenz für die Aufbauvariationen genutzt wurde. In den Ergebnissen sind bei einigen Probanden deutliche Effekte auf das Gangbild feststellbar. Für die **Studie 2** wurde deshalb das Protokoll geändert und die Aufbauvariationen wurden mit dem gewohnten Prothesenaufbau (Ist-Aufbau) durchgeführt und es erfolgte weiterhin kein Wechsel der Paster. Die aktuelle Versorgung (siehe Tabelle 22) wurde also mit möglichst geringen Abweichungen zur Originalgeometrie für die Studie 2 eingesetzt. In **allen Studien** wurde gegebenenfalls eine Kopie des aktuellen Prothesenschafts erstellt, um den notwendigen Bauraum oberhalb des Kniegelenks für die Integration des mobilen Messsystems mit Verschiebeadapter zu schaffen. Dieser Testschaft unterschied sich in seinen funktionellen Eigenschaften nicht vom Alltagsschaft.

In der **Pilotstudie** wurden mit den zwei Probanden jeweils 17 verschiedene Aufbauvarianten an mehreren Messtagen untersucht. Zusätzlich wurden sechs Sonderbetrachtungen mit einem der Probanden durchgeführt (siehe Tabelle 23). Die Variationen wurden stets mit Hilfe des Aufbaumessgeräts LASAR Assembly geprüft. Am Beispiel der Variation der Knieachsenposition anterior-posterior kann das Vorgehen verdeutlicht werden: Das Messprotokoll sah zuerst eine Vermessung des gewohnten Prothesenaufbaus durch einen Orthopädietechniker mit Hilfe des LASAR Assembly vor. Daraufhin wurden Verschiebeadapter sowie der Kraft- und Momentensensor in die Prothese eingebaut und die Statik des gewohnten Aufbaus wurde wiederhergestellt. Es erfolgte eine weitere Vermessung des Aufbaus mit dem LASAR Posture. Anschließend absolvierten die Probanden im Ganglabor 8-10 Wiederholungen (Trials) des Gehens in der Ebene mit selbstgewählter Geschwindigkeit.

Aufbauvariationen Vorgehen

1. Messsystem und Verschiebeadapter einbauen,
Bench Alignment durchführen (Pilotstudie, Studie 1)
oder Ist-Aufbau Wiederherstellen (Studie 2),
Ganganalysemarker anbringen
2. Vermessung des Aufbaus ←
 - a. LASAR Assembly
 - b. LASAR Posture
3. Durchführung der Messung
 - a. stationäres Ganganalysesystem
 - b. mobiles Ganganalysesystem mit Oktapod und Xsens Inertialsensoren
4. Aufbauvariation

Nach der Dokumentation des gewohnten Aufbaus wurden die Messungen zu Aufbauvariationen durchgeführt. Dazu erstellte der Orthopädietechniker zuerst den Prothesenaufbau nach Herstellerangaben (Bench Alignment), um eine vergleichbare Basis für die Variationen zu schaffen. Nach der Vermessung auf LASAR Assembly und LASAR Posture erfolgte gegebenenfalls eine Korrektur der Plantarflexion zur Gewährleistung einer ausreichenden Standsicherheit und abschließend die Messung im Ganglabor. Ausgehend vom Bench Alignment wurde dann zum Beispiel die Lage der Knieachse mit Hilfe eines Verschiebeadapters (siehe Abbildung 3) in anteriorer und posteriorer Richtung verändert und die Messung in der gleichen Weise durchgeführt. Die ursprüngliche Position des Schaftes in der Sagittalebene blieb dabei erhalten. Die Position des Prothesenfußes wurde genauso über eine Verkippung am Pyramidenadapter des Kniegelenks wiederhergestellt. Die sich daraus ergebende Veränderung der Plantarflexion des Prothesenfußes wurde ausgeglichen, da genauso wie beim Bench Alignment die Standsicherheit mit Hilfe des LASAR Posture hergestellt wurde. Die untersuchte Aufbauvariation stellt also zumeist eine Kombination aus Verschiebung beziehungsweise Verkippung der betroffenen Prothesenkomponente und Änderung der Plantarflexion/-extension des Prothesenfußes dar.

Tabelle 23 Übersicht zu Aufbauvariationen der Pilotstudie

Variationen in der Sagittalebene	Variationen in der Frontalebene	Variationen in der Transversalebene	Sonderbetrachtung (nur Proband A)
Knie 12,5 mm anterior 12,5 mm posterior		Knie 9° Außenrotation 9° Innenrotation	Dämpfung Standphase normal vs. Maximal bei vier Aufbauten
Fuß 15 mm anterior 15 mm posterior		Fuß 9° Außenrotation 9° Innenrotation	Fuß Plantarflexion Dorsalextension
Knie & Fuß 12,5 mm anterior 12,5 mm posterior	Knie & Fuß 12,5 mm medial 12,5 mm lateral		Fußpassteilvergleich 1C40 vs. 1D35 bei drei Aufbauten
Schaft 5° Flexion 5° Extension	Schaft 5° Abduktion 5° Adduktion		

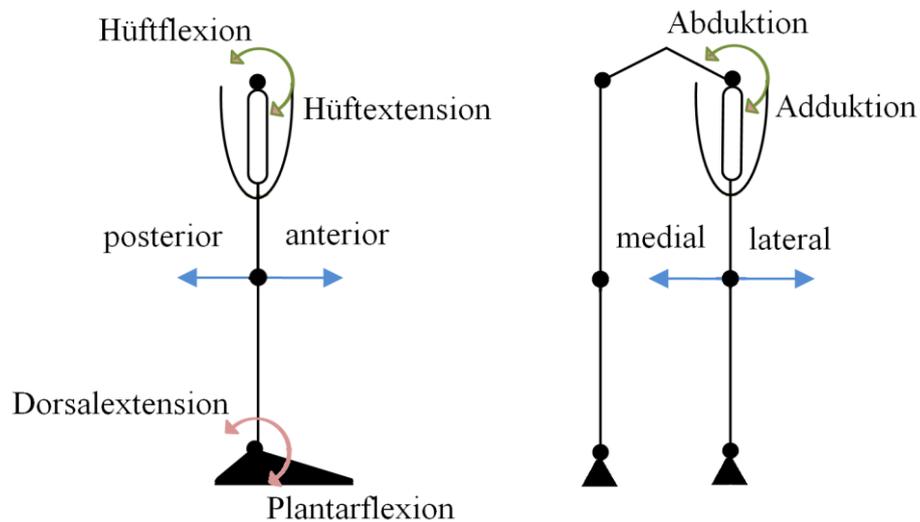


Abbildung 63 Richtungsangaben für die Variationen des Prothesenaufbaus in der Sagittalebene (links) und Frontalebene (rechts)

Ausgehend von den Ergebnissen der Voruntersuchungen wurde diskutiert welche Variationen in der folgenden **Studie 1** genauer untersucht werden sollen. Als Ergebnis wurde die Aufbauvariation *Knieverschiebung anterior/posterior* ausgewählt (Kriterien siehe Tabelle 24). Der Wert der Verschiebung orientierte sich an der Empfindung des Probanden und der Einschätzung des Orthopädietechnikers. So sollte ein Unterschied im Aufbau spürbar, jedoch ein sicherer Gang weiterhin möglich sein. Die Verschiebung erfolgte symmetrisch in beide Richtungen und lag im Bereich von 5 bis 12 mm. Die ursprüngliche Position des Schaftes in der Sagittalebene blieb dabei erhalten. Die Position des Prothesenfußes wurde über eine Verkippung am Pyramidenadapter des Kniegelenks wiederhergestellt. Die sich daraus ergebende Veränderung der Plantarflexion des Prothesenfußes wurde ausgeglichen, da genauso wie beim Bench Alignment die Standsicherheit mit Hilfe des LASAR Posture hergestellt wurde. Die untersuchte Aufbauvariation stellt also wieder eine Kombination aus Knieachsenverschiebung und Änderung der Plantarflexion/-extension des Prothesenfußes dar. Dadurch ist bei allen Aufbauvariationen eine ausreichende Standsicherheit gegeben und ein Vermeiden der Prothesenbelastung durch den Probanden aufgrund eines starken Unsicherheitsgefühls in der Standphase erscheint unwahrscheinlich. Jedoch setzt der Effekt der Plantarflexionskorrektur erst mit dem Spannen der Vorfußfeder ein. Entsprechend sollte sich die Kombination der beiden Aufbauvariationen erst nach dem vollflächigen Bodenkontakt des Prothesenfußes zeigen, während beim Auftreten der Effekt der Knieverschiebung prominent ist. Die tatsächlichen Auswirkungen der vermuteten Effekte werden im folgenden Ergebnisteil näher beleuchtet.

Tabelle 24 Auswahl von mit Experten diskutierter Vorschläge für Aufbauvariationen in Studie 1

Variation	Vorteile	Nachteile
Knie anterior/ posterior	<ul style="list-style-type: none"> + gute Abbildung in den Messwerten + häufigste Anpassung überhaupt + Identifikation eines Optimums möglich + dynamische Messung erweitert die Optimierungskriterien + Studienlage ermöglicht Validierung der gemessenen Effekte 	<ul style="list-style-type: none"> - statische Optimierung kann bereits mit LASAR Posture Messgerät vorgenommen werden
Schaft Adduktion/ Abduktion	<ul style="list-style-type: none"> + Kein Verschiebeadapter notwendig + Momentenbelastung des Stumpfes kann objektiv beurteilt werden + Einfluss auf die Schwungphasendynamik 	<ul style="list-style-type: none"> - vielfältige Einflüsse können durch interindividuelle Unterschiede überdeckt werden
Knie Innenrotation/ Außenrotation	<ul style="list-style-type: none"> + Starker Einfluss auf die Schwungphasendynamik 	<ul style="list-style-type: none"> - Verschiebeadapter oder drehbarer Schaftadapter notwendig - komplizierte Aufbauänderung, aufwändige Vermessung

Für die folgende **Studie 2** sollten Umgewöhnungseffekte von vornherein auf ein Mindestmaß reduziert werden, da der Aufbau nach Herstellerangaben, der die Grundlage für die Variationen in Studie 1 darstellte, teilweise deutlich vom gewohnten Aufbau abwich. Weiterhin sollten Einflüsse aus dem Wechsel der Passteile vermieden werden. Deshalb wurde die Alltagsprothese mit dem gewohnten Aufbau für die Messungen als Ausgangsbasis genutzt. Davon ausgehend erfolgte die Variation der Knieposition anterior-posterior symmetrisch in beide Richtungen mit einer Schrittweite von 9 mm. Der Prothesenfuß wurde in seine ursprüngliche Position zurückgesetzt, die Plantarflexion blieb erhalten. Nachdem der gewohnte Aufbau wiederhergestellt wurde, erfolgte die Variation des zweiten Prothesenfreiheitsgrades, der Fußstellung in Plantarflexions- und Dorsalextensionsrichtung in der Größenordnung von einer Umdrehung der Pyramidenadapterschraube auf Knöchelhöhe. In Studie 2 wurden also insgesamt fünf verschiedene Prothesenaufbauvarianten untersucht. Nach jeder Aufbauvariation erfolgte eine Vermessung der Statik auf dem LASAR Posture Messgerät.

Die Anbringung des mobilen Ganganalysesystems an einer Prothese ist in Abbildung 64 gezeigt. Das System erfasst die auf die Prothese wirkenden Kräfte und Momente in allen Raumrichtungen sowie die Bewegungen der Körpersegmente Fuß links/rechts, Unterschenkel l/r, Oberschenkel l/r, Becken und Oberkörper mit je einem drahtlosen Inertialsensor. Zu Validierungszwecken wurden die Messungen in einem Ganglabor mit einer instrumentierten Laufbahn durchgeführt. Die Erfassung der

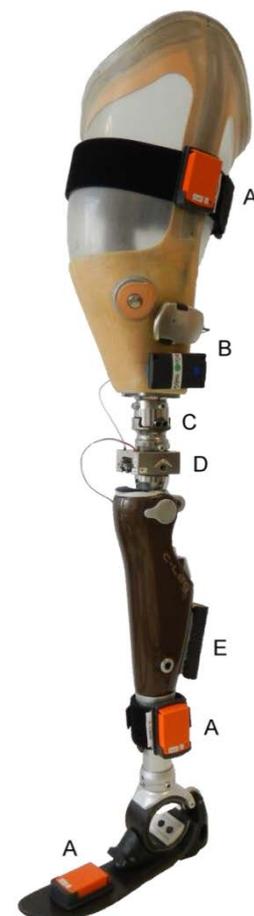


Abbildung 64 Beispielaufbau einer Transfemorprothese mit dem mobilen Ganganalysesystem: A Inertialsensor, B Datenlogger und Funkmodul, C Verschiebeadapter, D Kraft- und Momentensensor, E Akku

Kinematik der Körpersegmente erfolgte dabei mit einem optischen Ganganalysesystem (8 Vicon MX-20/MX-40 Kameras [m]). Die kinetischen Daten wurden mit zwei im Boden eingelassenen Kraftmessplatten (AMTI BP400600 [d]) bestimmt. In der **Pilotstudie** sowie in **Studie 1** wurden Infrarotlicht reflektierende Marker an folgenden anatomischen Landmarken angebracht: Articulatio metatarsophalangea V, Lateral malleolus bzw. Knöcheladapterschraube Prothesenfuß auf Prothesenseite, Kompromissknieachse nach Nietert [70] bzw. Knieachse auf Prothesenseite, Trochanter major, Acromion, Epicondylus lateralis humeri und Processus styloideus ulnae. Die Verarbeitung der resultierenden Trajektorien verzichtet auf ein biomechanisches Modell und berechnet die Gelenkwinkel direkt aus den auf die Sagittalebene projizierten Markerpositionen. Die dafür benötigte geringere Anzahl an Markern im Vergleich zu üblichen Modellen vereinfacht das zuverlässige Anbringen der Marker am Körper, das durch die weiteren Messsystemteile mit zahlreichen Kabelverbindungen erschwert ist. In **Studie 2** wurde dennoch ein Plugin Gait Markerset [m] verwendet, um für die Validierung des mobilen Systems ein häufig verwendetes Verfahren heranzuziehen (siehe auch Markersets stationäre Ganganalyse). Die Abweichungen zur beschriebenen Methode der Sagittalebeneprojektion in Studie 1 fallen gering aus, solange die funktionellen Gelenkachsen weitgehend senkrecht auf dieser Ebene stehen, was beim Gehen auf gerader Strecke der Fall ist [104].

Mit dem Messaufbau absolvierten die Probanden im Ganglabor mit jedem Prothesenaufbau 8-10 Wiederholungen (Trials) des Gehens in der Ebene auf einer 12 m langen graden Strecke mit selbstgewählter Geschwindigkeit. Neben dem Gehen in der Ebene führten die Probanden in Studie 2 auch das Treppen auf- und absteigen auf einer instrumentierten Treppe durch (Abbildung 65).

Die ab Seite 27 ausführlich beschriebene Ganganalysesoftware verarbeitet die aufgezeichneten Messdaten und bestimmt daraus unter anderem Schnittlasten in den einzelnen Gelenken sowie in den Boden eingeleitete Lasten, die im Folgenden gezeigt werden. Es werden häufig Daten des mobilen Systems genutzt, mit dem auch außerhalb des kleinen Messvolumens der stationären Ganganalyse Daten aufgenommen werden und so insgesamt mehr einzelne Schritte für die Auswertung zur Verfügung stehen. Die Abbrems- und Beschleunigungsvorgänge am Anfang und Ende der Laufbahn lassen sich durch den automatischen Schrittfilter entfernen oder separat untersuchen. Besonders bei der Betrachtung der kontralateralen Seite werden Daten aus dem stationären Kraftmessplattensystem verwendet. Weiterhin werden die Gelenkwinkel der unteren Extremitäten sowie die Bewegung des Beckens und Oberkörpers untersucht. Die betrachteten Daten entstammen auch hier dem stationären sowie dem mobilen Messsystem. In Absatz 3.2 und 3.3 ist die Datenverarbeitung im mobilen Messsystem ausführlich dargestellt, die Hüft-, Knie- und Sprunggelenke als Scharnier- oder Kugelgelenke approximiert. Über die Verknüpfung von Belastungen und Bewegungen werden weiterhin Aussagen über den Energieumsatz beim Gehen, wie die Energierückgabe des Prothesenfußes und die Dämpfung im Kniegelenk



Abbildung 65 Proband beim Treppensteigen auf der instrumentierte Treppe mit Podest im Gang- und Bewegungsanalysezentrum OrthoGO der medizinischen Hochschule Hannover

getroffen. In der weiteren Datenverarbeitung erfolgt eine automatische Schrittdetektion um die Datenströme in einzelne Schritte zu unterteilen. Dazu werden die Kräfte in der Prothese sowie die Inertialsensoren an den Füßen genutzt, was die weitere Segmentierung in einzelne Gangphasen ermöglicht und die Berechnung von Zeit-Distanz-Parametern erlaubt. Der automatische Schrittfilter eliminiert nun die Abbrems- und Beschleunigungsvorgänge anhand von Ähnlichkeiten zwischen den aufgenommen Kurven aus dem Datensatz. Die übrigen Kurven einzelner Schritte werden genutzt, um weitere biomechanische Parameter zu extrahieren. Hier sind beispielhaft der Wert der Belastung beim Auftreten und Abstoßen oder das notwendige Hüftmoment zum Einleiten der Schwungphase zu nennen. Ein Dynamic-Time-Warping-Algorithmus [39] fasst die Kurven zusammen. Die resultierenden mittleren Kurven weisen generell eine geringe Streubreite bei dennoch starken individuellen Charakteristika auf. Während die mittleren Kurven in erster Linie der Veranschaulichung der Messdaten dienen, werden die biomechanischen Parameter statistisch weiterverarbeitet. Neben linearen Regressionsanalysen erfolgen Hypothesentests bei einem Signifikanzniveau von 5% mit Kolmogorov-Smirnov Tests sowie mehrfaktorieller Varianzanalysen (ANOVA) und post-hoc Tests mit Bonferroni-Korrektur [71]. Methoden des maschinellen Lernens werden genutzt, um die Aufbauvariationen automatisch zu klassifizieren. Für ausführlichere Darstellungen sei noch einmal auf Kapitel 3 verwiesen.

4.3.2 Ergebnisse Pilotstudie

Die Pilotstudie war angelegt, um einen ersten Überblick über die möglichen Aufbauvariationen einer Transfemoralprothese zu erhalten. Die dabei notwendige Beschränkung der Probandenanzahl führt zu einem heterogenen Bild. Deshalb konzentriert sich die folgende Darstellung auf einzelne Fälle und stellt den Ergebnissen stets eine kurze Einordnung zur Seite.

4.3.2.1 Interindividuelle Effekte

Bei der Auswertung der Pilotstudie wurde deutlich, dass die interindividuellen Unterschiede stark ausgeprägt sind. Anhand der Vertikalkraftkurve (Abbildung 66) lässt sich zeigen, dass Proband A auf der Prothesenseite eine auch für nicht-amputierte Probanden übliche relative Standphasendauer von rund 62% des Gangzyklus hat. Proband B weist eine deutlich verkürzte Standphase mit rund 58% des Gangzyklus auf, was häufig bei Oberschenkelamputierten angetroffen werden kann. Weiterhin wird eine größere Differenz zwischen erstem und zweitem Minimum deutlich, die das Abfangen und Abstoßen markieren. Das Abstoßen mit der Prothese erfolgt bei Proband B also weniger ausgeprägt, wodurch auch die Standphase frühzeitig beendet wird. Ein verminderter Muskelstatus des Stumpfes, der die leistbare Abstoßarbeit limitiert, ist hier grundlegend. Ebenfalls kann ein Gewohnheitsmuster vermutet werden.

Der höhere Lastpeak beim Abfangen von Proband B könnte wiederum auf einen Unterschied in der Kniegelenksdämpfung hindeuten. So nutzt Proband A die stoßdämpfende Standphasenflexionsfunktion des Gelenks, während sich für Proband B keine Knieflexion in der ersten Hälfte des Gangzyklus feststellen lässt (Abbildung 67). Allerdings ist auch ein möglicher Einfluss der kontralateralen Seite denkbar. Die verkürzte Standphase auf Prothesenseite zeigt eine stärkere Asymmetrie im Gangbild an, die eine vermehrte Arbeit der kontralateralen Seite vermuten lässt. Diese stärkere Dynamik kann in der Folge ein vermehrtes Abfangen auf der Prothesenseite erfordern. Es bleibt festzuhalten, dass wegen der starken interindividuellen Unterschiede für eine Optimierung des Prothesenaufbaus eine vorausgehende Referenzmessung sinnvoll ist. Die aus einer Aufbauänderung resultierenden Unterschiede lassen sich so besser von den individuellen Effekten auf das Gangbild abkoppeln.

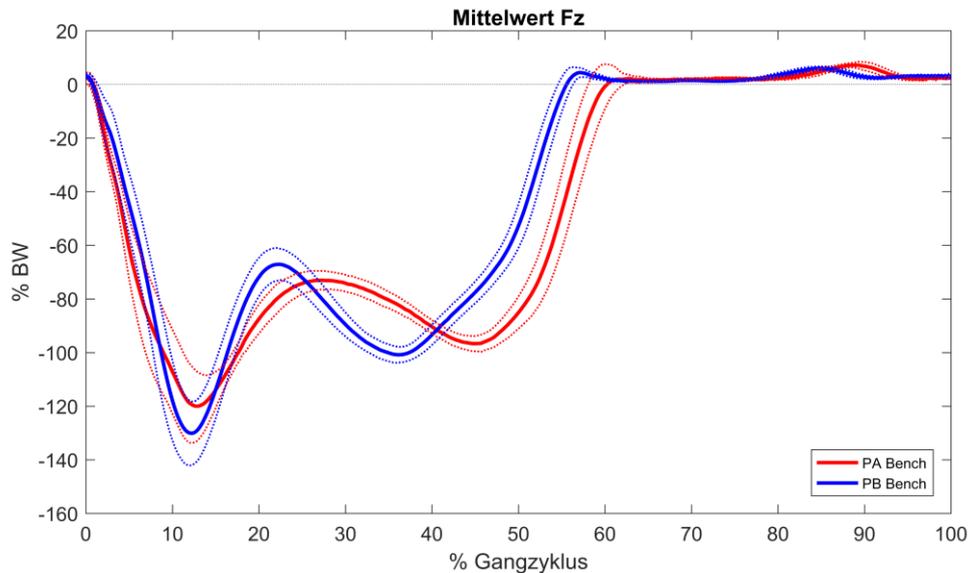


Abbildung 66 Pilotstudie, Vertikalkraftverlauf prothetische Seite, Bench Alignment Proband A (rot) und B (blau) mit Perzentilen (gepunktet), mobiles Messsystem

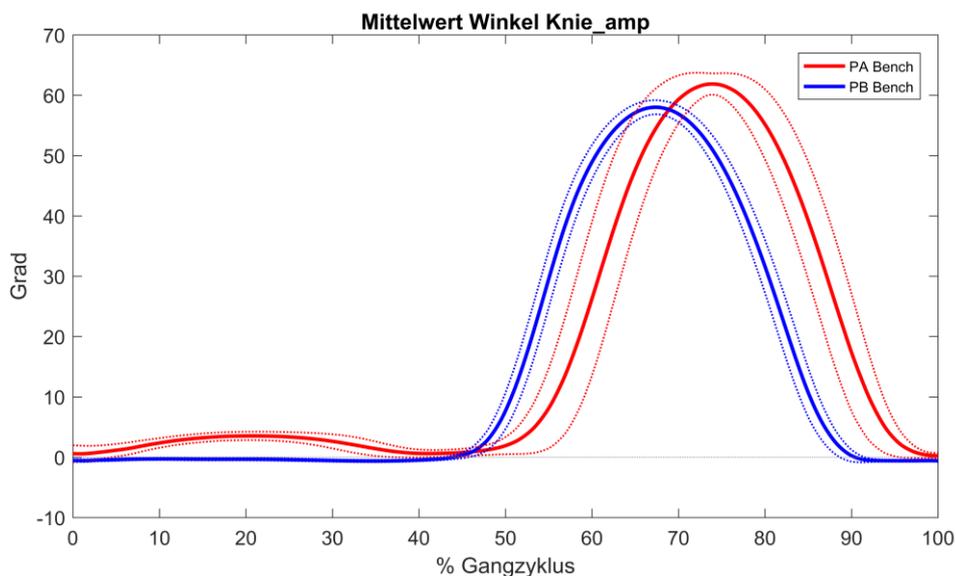


Abbildung 67 Pilotstudie, Kniewinkelverlauf prothetische Seite, Bench Alignment Proband A (rot) und B (blau) mit Perzentilen (gepunktet), mobiles Messsystem

4.3.2.2 Intraindividuelle Effekte

Weiterhin hat die Tagesform einen erheblichen Einfluss auf das Gangbild. Bei der Betrachtung der Sagittalmomentenkurve zeigt der Referenzaufbau Bench Alignment trotz identischer Stellung der Prothesenteile zueinander Differenzen in den Messwerten an unterschiedlichen Messtagen (Abbildung 68). Bemerkenswert ist, dass die Streuung der Werte durch die Aufbauvariation einen teilweise geringeren Umfang aufweisen als die Differenzen durch die Tagesform, was in den folgenden Ergebnissen ersichtlich wird. Das Sagittalmoment ist allerdings auch deutlich sensitiver hinsichtlich intraindividuelle Effekte als zum Beispiel die Vertikalkraftkurve. Da die Probanden über das Sagittalmoment die Hauptfunktionen der Prothese steuern, ist ein erheblicher Einfluss durch Muskelermüdungen, Schmerzen, Irritationen der Haut oder einen veränderten Schaftsitz zu erwarten.

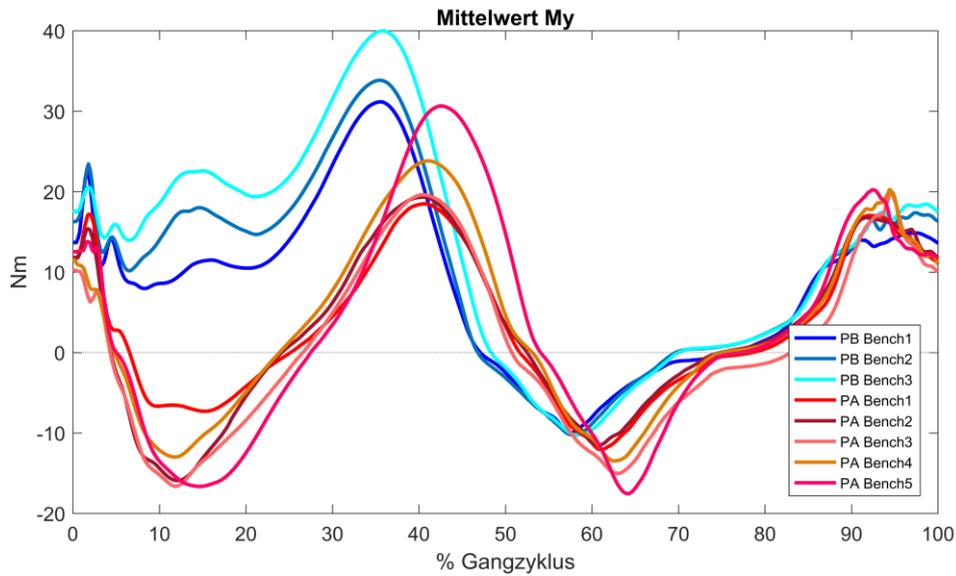


Abbildung 68 Pilotstudie, Sagittales Kniemoment prothetische Seite, Bench Alignment aus 4 Messtagen für Proband A (Rottöne) und 3 Messtagen für Proband B (Blautöne), mobiles Messsystem

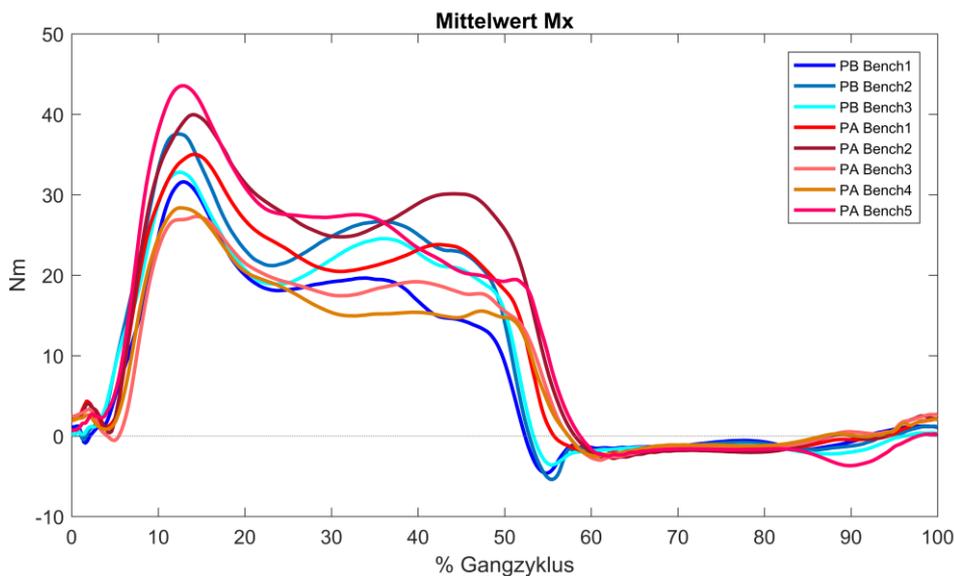


Abbildung 69 Pilotstudie, Frontales Kniemoment prothetische Seite, Bench Alignment aus 4 Messtagen für Proband A (Rottöne) und 3 Messtagen für Proband B (Blautöne), mobiles Messsystem

Zur Vollständigkeit sei hier noch auf die Frontalmomentenkurve verwiesen. Das Frontalmoment hängt entscheidend von der Spurbreite und der medio-lateralen Oberkörperbewegung ab. Zum Beispiel kann bei verminderter Stumpfleistungsfähigkeit während der Standphase eine vermehrte Neigung des Oberkörpers zur Prothesenseite entstehen, die das aufzubringende Moment reduziert. In Abbildung 69 Wird deutlich, dass die intraindividuellen Unterschiede an verschiedenen Messtagen selbst die interindividuellen Unterschiede aufwiegen können. Daraus lässt sich ableiten, dass zur Optimierung des Prothesenaufbaus an jedem Tag wenigstens eine vorausgehende Referenzmessung durchzuführen ist, selbst wenn der aktuelle Prothesenaufbau des Patienten bereits früher dokumentiert wurde.

4.3.2.3 Effekte durch unterschiedliche Prothesenfüße

Wie in der Studie zu verschiedenen mikroprozessorgesteuerten Kniegelenken beschrieben, ist die Pasteilauswahl von entscheidender Bedeutung (Absatz 4.1). In den Voruntersuchungen wurde aufgrund der zu erwartenden Differenzen in den Messwerten bei unterschiedlichen Probandengewichten und Fußgrößen der Prothesenfuß 1D35 [a] eingesetzt. Bei diesem Fuß sollte der genannte Effekt, der sich aus der Steifigkeit von Vorfuß und Ferse ergibt, konstruktionsbedingt einen geringen Einfluss haben. Aufgrund der größeren Verbreitung und der damit erleichterten Probandenakquise wurde für die im Folgenden vorgestellte Studie 1 der Prothesenfuß 1C40 [a] eingesetzt. Um den Einfluss des geänderten Prothesenfußtyps bemessen zu können, wurden deshalb 3 Messreihen mit dem Fuß 1C40 in die Pilotstudie integriert.

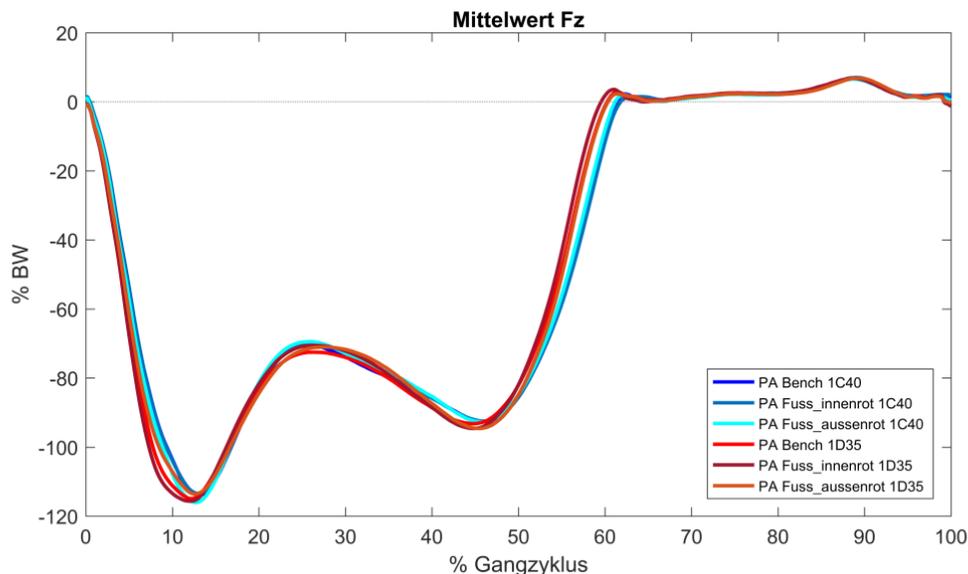


Abbildung 70 Pilotstudie, Vertikalkraftverlauf prothetische Seite, Proband A mit Prothesenfuß 1D35 und 1C40 bei den Aufbauvarianten Bench Alignment, Fuß-Innenrotation, Fuß-Außenrotation, mobiles Messsystem

In der Vertikalkraftkurve zeigt sich eine Gruppierung der Aufbauvarianten um den jeweiligen Aufbau nach Herstellerangaben bei beiden Prothesenfüßen (Abbildung 70). Dabei kann eine geringe Verkürzung der relativen Standphasendauer mit dem Fuß 1D35 für alle Aufbauvarianten festgestellt werden. Die Anpassung der Fußrotation hat keinen entscheidenden Einfluss auf den Vertikalkraftverlauf.

Die Unterschiede in der Standphasendauer zwischen den Prothesenfußtypen lassen sich wahrscheinlich auf den flexibleren Vorfuß beim 1D35 zurückführen, der sich auf das Abstoßen am Ende der Schwungphase auswirkt. Eine entsprechende deutliche Reaktion im Sagittalmomentenmaximum auf Hüfthöhe bleibt jedoch aus (Abbildung 71), trotzdem die Momenteneinleitung durch die Stumpfmuskulatur an diesem Kennwert bemessen werden kann. Die Unterschiede sind demnach eher in der Kinematik zu suchen und zeigen sich vielleicht in einem vermehrten Einsinken am Ende der Standphase mit dem 1D35 gegenüber dem 1C40, was dann die Verkürzung der Standphasendauer bedingt. Im Gegensatz dazu zeigt das erste Minimum des Sagittalmoments einen deutlichen Unterschied zwischen beiden Prothesenfüßen. So hat der 1D35 einen deutlich kürzeren effektiven Fersenhebel als der 1C40, wodurch die Momentenbelastung beim Auftreten für alle Aufbauvarianten beim 1D35 geringer ausfällt. Weiterhin zeigt sich ein systematischer Effekt durch die Aufbauvariation mit beiden Fußtypen am ersten Minimum des

Sagittalmoments. Eine Fußaußenrotation führt zu verminderten Momentenbelastungen. Generell ist eine leichte Fußaußenrotation im Aufbau nach Herstellerangaben vorgegeben. Bei vermehrter Fußaußenstellung kann beim Auftreten eine Rotation der Prothese um den Stumpf auftreten, die sich negativ auf die Stumpf-Schaft Verbindung auswirkt und somit eine verminderte Belastung während der Standphase verursachen könnte. Jedoch weist der Schaftsitz stark individuelle Komponenten auf, weshalb der Effekt bei einem anderen Probanden auch deutlich abweichen kann. Die Betrachtung eines größeren Probandenkollektivs wäre zur Untersuchung der Allgemeingültigkeit der Aussagen unabdingbar.

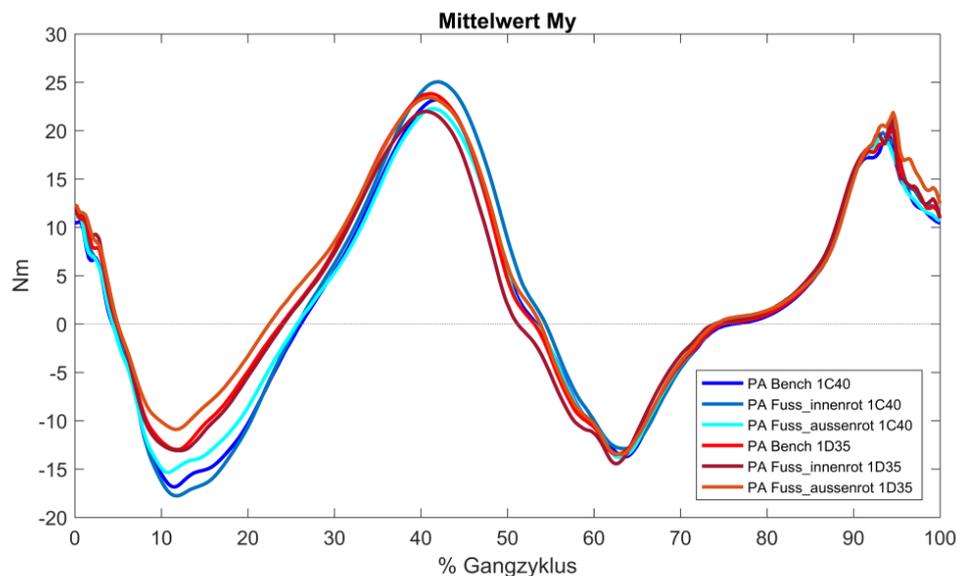


Abbildung 71 Pilotstudie, Sagittales Hüftmoment prothetische Seite, Proband A mit Prothesenfuß 1D35 und 1C40 bei den Aufbauvarianten Bench Alignment, Fuß-Innenrotation, Fuß-Außenrotation, mobiles Messsystem

4.3.2.4 Effekte aus Variationen des Prothesenaufbaus

Im Folgenden werden ausgewählte Ergebnisse aus der Pilotstudie vorgestellt, die sich auf die Aufbauvariationen beziehen. Der Fokus liegt dabei besonders auf dem Sagittalmoment im Kniegelenk, da dadurch unter anderem die Standphasendämpfung durch Knieflexion bewertet werden kann. Die Torsionsmomente werden bei ausgewählten Aufbauvariationen betrachtet, die sich auf die Schaft-Stumpf-Verbindung auswirken. Auf eine umfassende Darstellung der umfangreichen Ergebnisse muss an dieser Stelle verzichtet werden, auch da die interindividuellen Unterschiede und die geringe Probandenanzahl eine eindeutige Interpretation erschwerten. Die für die folgenden Studien ausgewählten Aufbauvariationen werden ebenfalls ausgespart, da sie später genauer betrachtet werden können.

4.3.2.4.1 Knie und Fuß anterior/posterior

Bei dieser Aufbauvariation wurden ausgehend vom Bench-Alignment die Knie- und Fußprothese mit Hilfe des Verschiebeadapters unterhalb des Schaftes je 12,5 mm nach anterior und posterior verschoben. Es wäre zu vermuten, dass durch eine Anpassung des Flexionsbereichs der Hüfte beim Gehen und Stehen der Betrag von 12,5 mm über die erheblich größere Beinlänge leicht ausgeglichen werden kann. Dabei wird jedoch die veränderte Lasteinleitung in den Schaft vernachlässigt, die hier entscheidend ist. Die beiden Probanden zeigen bei den Aufbauvariationen ein unterschiedliches Verhalten, dass sich aus dem individuell unterschiedlichen Gangbild ergibt und in der ersten Hälfte der

Standphase am Minimum des Sagittalmoments im Kniegelenk deutlich wird (Abbildung 72). Bei Proband A kann bei Verschiebung der Prothese nach anterior eine deutliche Zunahme der Flexionsneigung festgestellt werden. Die rote Kurve liegt entsprechend deutlich im Flexionsbereich und die Verschiebung verursacht erwartungsgemäß eine vermehrte Standphasenflexion. Bei Verschiebung der Prothese nach posterior wird die Flexion der Prothese tendenziell unterdrückt. Es wären demnach deutlich geringere Flexionsmomente, beziehungsweise eine Verschiebung der braunen Kurve in Richtung des positiven Bereichs zu erwarten. Scheinbar wird hier jedoch der Effekt des Prothesenaufbaus durch Proband A aktiv ausgeglichen, um eine ausreichende Standphasenflexion zu gewährleisten. Proband B vermeidet die Standphasenflexion generell und die Sagittalmomentenkurve des Kniegelenks befindet sich während der Standphase entsprechend gänzlich im positiven Bereich. Deshalb führt die Verschiebung der Prothesenkomponenten nach posterior hier zu einer Erhöhung des Sagittalmoments (hellblau) die weitestgehend toleriert wird. Bei Proband B führt die Verschiebung nach anterior dann zu einem aktiven Ausgleich der erhöhten Flexionsneigung (dunkelblau). Entsprechend gleichen sich die Kurven von Bench Alignment und anteriorer Verschiebung sehr deutlich. Generell lässt sich festhalten, dass die Effekte über die gesamte Standphase nahezu konstant bleiben, was durch eine veränderte Oberkörperhaltung bedingt sein kann.

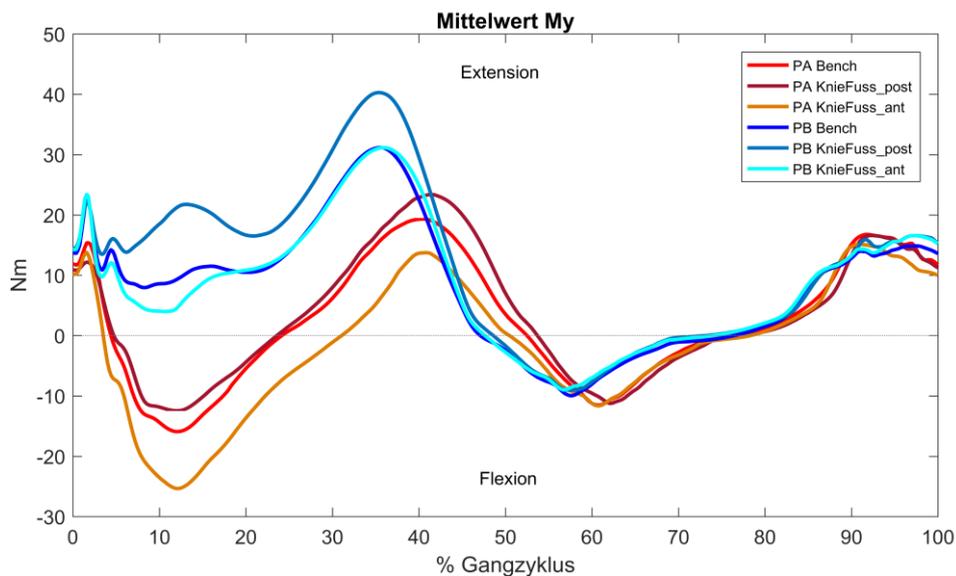


Abbildung 72 Pilotstudie, Sagittales Kniemoment prothetische Seite, Proband A und B, Bench Alignment, Fuß und Knie 12,5 mm anterior und 12,5 mm posterior, mobiles Messsystem

4.3.2.4.2 Schaft Adduktion/Abduktion

Die Adduktion und Abduktion des Prothesenschaftes wurde mit einer Schrittweite von 5° ausgehend vom Bench-Alignment durchgeführt. Eine Abduktion entspricht einem Verkippen des Prothesenschaftes auf der stehenden Prothese nach medial, eine Adduktion entsprechend nach lateral. Sofern keine ausgleichende Bewegung erfolgt, sollten angepasste Frontalmomente durch die veränderte Lastenleitung in den Schaft feststellbar sein. Jedoch können eine veränderte Schrittweite sowie eine ausgleichende medio-laterale Oberkörperbewegung das Bild verzerren. In Abbildung 73 zeigen sich bei Schaftadduktion für beide Probanden verringerte Frontalmomente gegenüber dem Bench-Alignment. Dies spricht dafür, dass bei dieser Aufbauvariante keine Anpassung der Bewegung durch die Probanden erfolgte. Für Proband A zeigen sich bei Schaftabduktion analog erhöhte

Frontalmomente. Proband B hingegen scheint die Schaftabduktion durch eine ausgleichende Bewegung zu kompensieren, da die Frontalmomente nur minimal über das Niveau des Bench-Alignments steigen. Das insgesamt durch eine größere Oberkörperdynamik geprägte Gangbild von Proband B deutet auf einen entscheidenden Einfluss der Oberkörperhaltung.

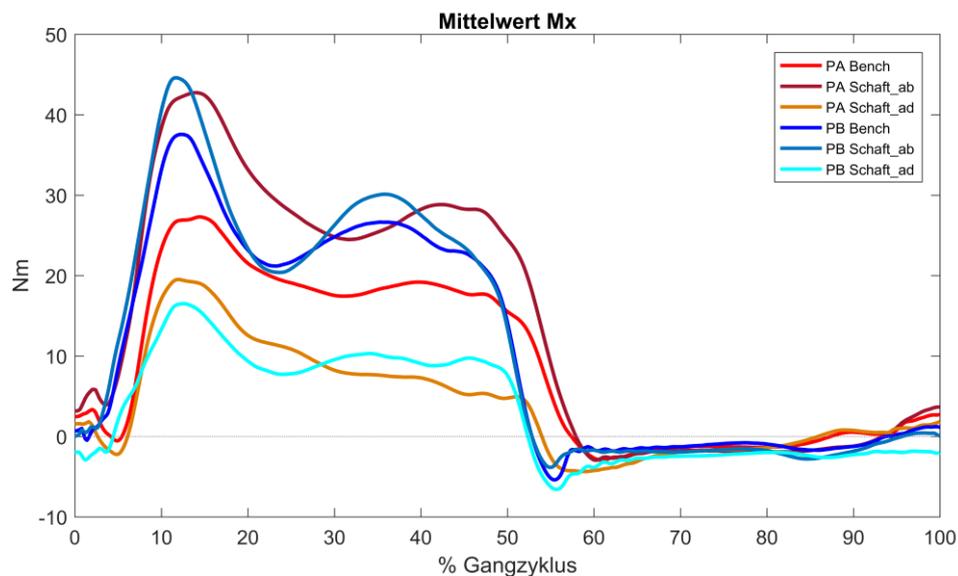


Abbildung 73 Pilotstudie, Frontalmomente im Kniegelenk prothetische Seite, Proband A und B, Bench Alignment, Schaft Adduktion und Abduktion von 5°, mobiles Messsystem

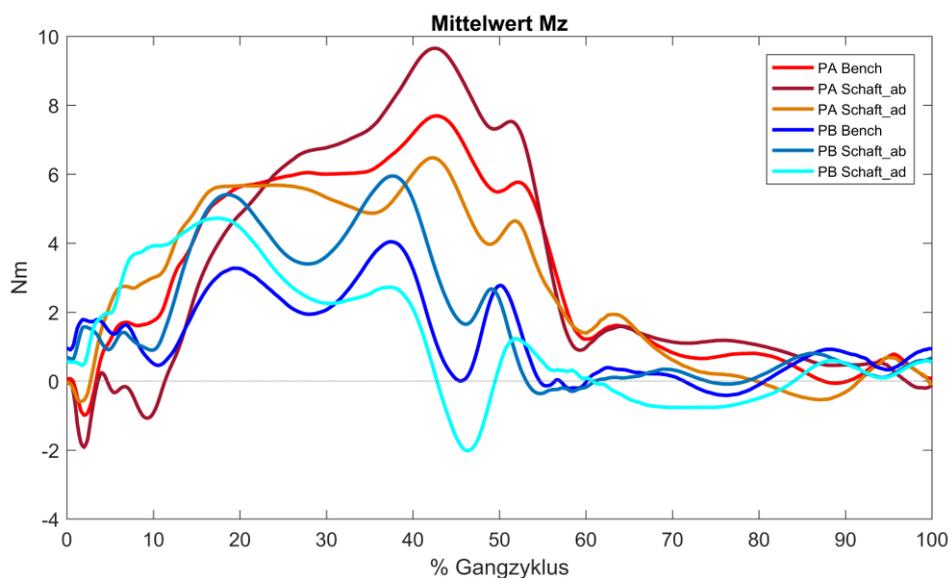


Abbildung 74 Pilotstudie, Torsionsmoment prothetische Seite, Proband A und B, Bench Alignment, Schaft Adduktion und Abduktion von 5°, mobiles Messsystem

Für das Torsionsmoment konnte ebenfalls ein systematischer Einfluss festgestellt werden (Abbildung 74). So vergrößert eine Abduktion des Schaftes die Torsionsmomente im zweiten Teil der Standphase, während eine Adduktion sie verringert. Unter der Annahme, dass die Fußaußenstellung wesentlich zur Erzeugung des Torsionsmoments in der zweiten Standphasenhälfte beiträgt, erschließt sich der Einfluss. Die Fußspitze, die durch die Fußaußenstellung tendenziell nach lateral gerückt wird, erzeugt

das Torsionsmoment am Ende der Standphase, durch die gegenüber der Beinachse laterale Krafteinleitung. Beim Abstoßen wirkt eine aus der Schaft-Adduktion resultierende stärkere mediale Stellung des Prothesenfußes der Fußaußenstellung entgegen. Ein gegenteiliger Effekt zeigt sich entsprechend bei der Schaft-Abduktion.

4.3.2.4.3 Knie Außenrotation/Innenrotation

Die Knieaußenrotation und –innenrotation hat Einfluss auf die Bewegung der Prothese in der Schwungphase. Durch die im Prothesenfuß gespeicherte Energie und das Vorbringen des Stumpfes am Ende der Standphase wird das Kniegelenk in Progressionsrichtung beschleunigt und durch die Trägheit des Unterschenkels flektiert. Die Lage der Knieachse bestimmt dabei, in welche Richtung das Kniegelenk beschleunigt wird. Eine falsche Lage kann entsprechend zu einer in medialer oder lateraler Richtung abweichenden Beschleunigung führen, die beim notwendigen Ausgleich der Bewegung in die entgegengesetzte Richtung Torsionsmomente am Stumpf erzeugt. Diese können als unangenehm empfunden werden und ein resultierender Schlag der Prothese in der Schwungphase kann häufig durch Anpassung der Knieachsenstellung korrigiert werden. Bei der Variation der Knieachsenstellung konnte für die Knieaußenrotation ein erhöhtes Torsionsmomente und für die Knieinnenrotation ein verringertes Torsionsmoment in der ersten Schwungphasenhälfte festgestellt werden (Abbildung 75). Bei Proband A zeigten sich weiterhin Effekte in der Standphase, die wahrscheinlich der deutlichen Standphasenflexion geschuldet sind.

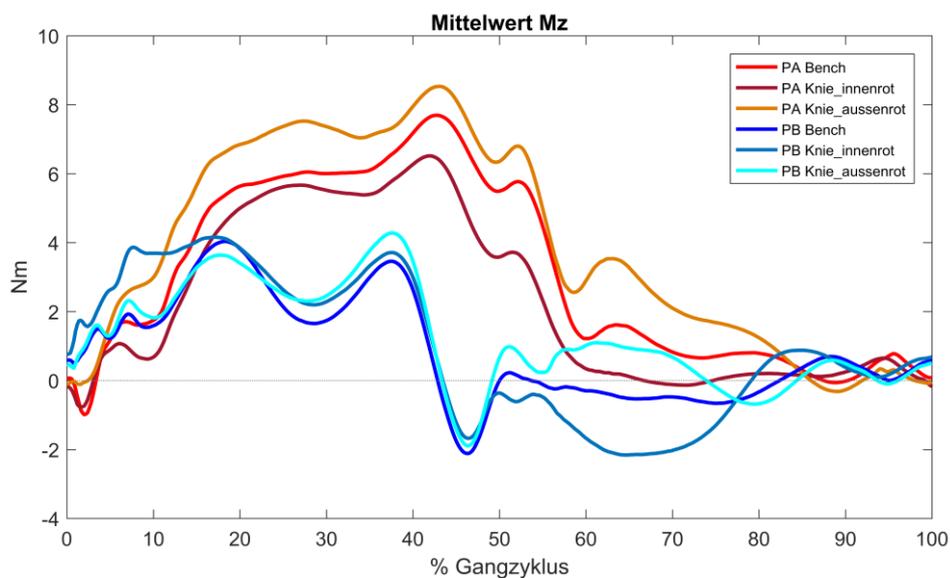


Abbildung 75 Pilotstudie, Torsionsmoment prothetische Seite, Proband A und B, Bench Alignment, Knieinnenrotation und Knieaußenrotation, mobiles Messsystem

4.3.3 Ergebnisse Studie 1

Anhand der Ergebnisse der Pilotstudie wurden in Abstimmung mit Experten aus Versorgung und Forschung die im Versorgungsalltag relevantesten Anpassungen des Prothesenaufbaus für eine systematische Untersuchung ausgewählt: Die Variation des Kniepols in anterior-posteriorer Richtung. Als vergleichbare Ausgangsbasis wurde der Aufbau nach Herstellerangaben (Bench-Alignment) genutzt. Der gewohnte Aufbau wurde als Referenz ebenfalls erfasst.

4.3.3.1 Interindividuelle Effekte

Analog zur Pilotstudie traten in Studie 1 wieder große interindividuelle Unterschiede im Gangbild auf. Die in der Pilotstudie festgestellten Unterschiede durch die Tagesform ließen sich anhand der Messdaten nicht überprüfen, da nur ein Messtag pro Proband zur Verfügung stand. Dennoch wird auch hier deutlich, dass eine Aufbauvariationsempfehlung nur in Bezug zu einem Referenzaufbau gegeben werden kann. In Abbildung 76 wird dazu die Standphasendauer auf der amputierten Seite bewertet. Gegenüber der kontralateralen Seite zeigen Prothesennutzer generell eine verkürzte Standphasendauer, was sich auf die trotz Prothese verringerten sensorischen und motorischen Fähigkeiten zurückführen lässt [22, 80]. Beim tendenziell unsicheren Aufbau Knieverschiebung anterior, sollte sich jedoch eine weitere Verkürzung der Standphasendauer auf der amputierten Seite zeigen. Die Probanden A, B, D, E und F zeigen das erwartete Verhalten mit einer Verkürzung gegenüber dem gewohnten Aufbau (grüne Markierung). Bei den Probanden A, B, E und F waren signifikante Unterschiede ($p < 0,001$) zwischen einzelnen Aufbauvarianten feststellbar (die Vertrauensintervalle in Abbildung 76 überlappen nicht). Die interindividuellen Unterschiede sind jedoch weit größer als die durch Aufbauvariationen hervorgerufenen Differenzen. Auch hier ist keine Verallgemeinerung möglich, was an der signifikanten Interaktion ($p < 0,001$) zwischen Aufbau und Proband deutlich wird.

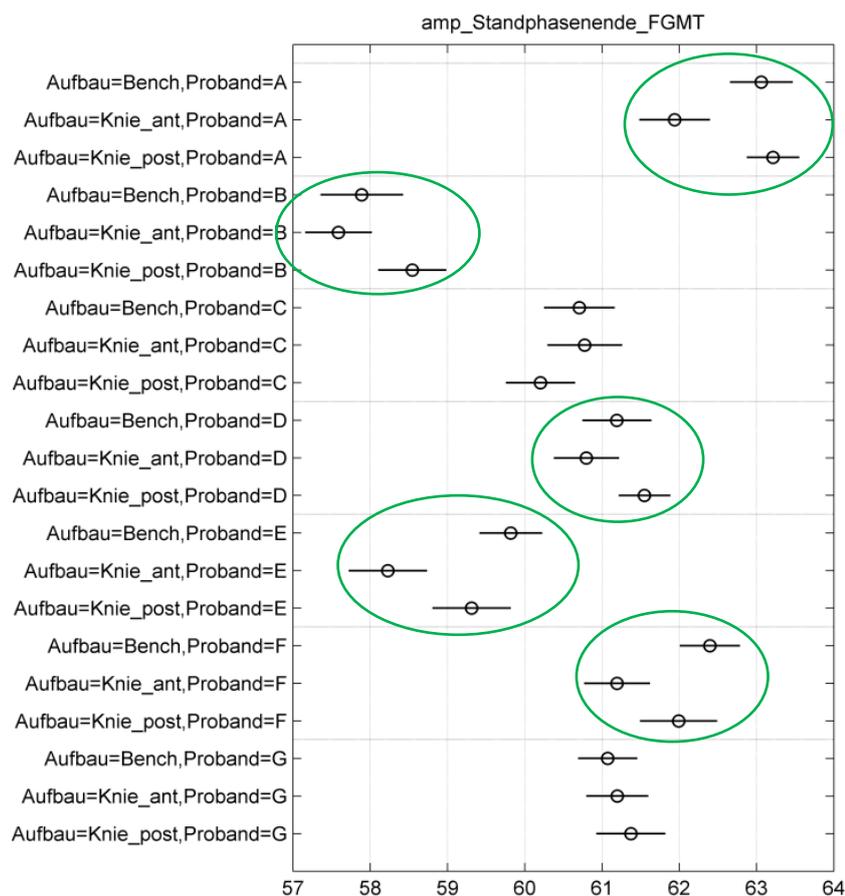


Abbildung 76 Standphasendauer in Prozent-Gangzyklus [%], gewichteter Mittelwert und Konfidenzintervall aus n-way ANOVA mit post-hoc Test Multiple Comparison Procedure mit Bonferroni-Korrektur

4.3.3.2 Effekte auf die Sagittalebene

In der Pilotstudie wurde anhand der kombinierten Verschiebung von Knie und Prothesenfuß bereits beschrieben, dass eine anteriore Position der Knieachse generell eine Verringerung der Stabilität in der Standphase zur Folge hat, die wahrscheinlich durch aktive Stumpfarbeit und Änderungen in der Oberkörperhaltungen ausgeglichen wird. In den Ergebnissen von Studie 1 soll nun die isolierte Variation der Knieachsenposition betrachtet werden. Die Effekte auf das Gangbild, die vermutlich wieder durch kompensatorische Anpassungen der Oberkörperkinematik überlagert sind (siehe auch Absatz 4.3.3.3), werden im Folgenden vorgestellt: Bei der Verschiebung der Knieachse in anteriorer Richtung, konnte für Proband A eine deutliche Kompensation der vermehrten Flexionsneigung festgestellt werden (Abbildung 77). Hier findet sogar eine Überkompensation statt. Denn das Sagittalmomentenminimum in der Standphase liegt deutlich über dem des gewohnten Prothesenaufbaus und des Bench Alignment. Möglicherweise erschwert der treibende Effekt durch die tendenzielle Instabilität während der Standphase eine ausgeprägte Standphasenflexion, da sonst vor der Schwungphaseneinleitung keine volle Streckung der Prothese erreicht werden kann. Schmalz et al beschreiben in diesem Zusammenhang eine erhöhte Aktivität der verbliebenen Hüftextensoren, die einen erhöhten Energieverbrauch verursacht [82]. Bei der Schwungphaseneinleitung zeigt sich außerdem eine Kompensation am Sagittalmomentenmaximum für die posteriore Knieverschiebung. Das Maximum wird aktiv an das Niveau des gewohnten Aufbaus angepasst, um die Schwungphaseneinleitung zu vereinfachen.

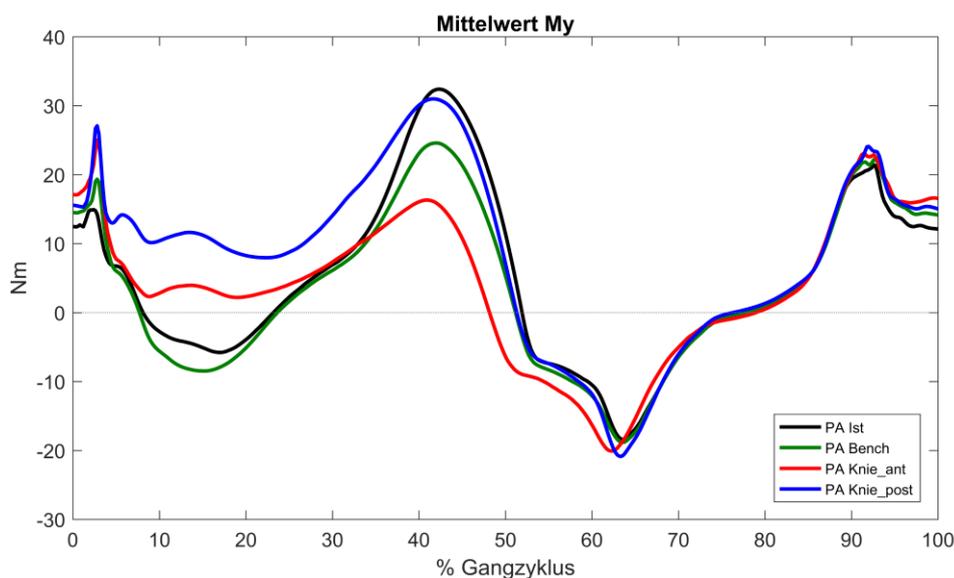


Abbildung 77 Studie 1, Proband A, Sagittalmoment im Kniegelenk, Gewohnter Aufbau, Bench Alignment, Knieverschiebung 12 mm anterior und 12 mm posterior, mobiles Messsystem

In den Flexionswinkelkurven des Kniegelenks bestätigt sich dieses Bild (Abbildung 78). Die anteriore Knieverschiebung zeigt ein durch Kompensation verminderten Standphasenflexionswinkel während bei Bench Alignment und gewohntem Aufbau ähnliche Werte auftreten. Die erhöhte Flexionsneigung des Kniegelenks in der Schwungphase bei der Knieverschiebung posterior ist hier nicht auf eine erhöhte Dynamik sondern eher auf eine vermehrte Aktivität der Stumpfmuskulatur zur Einleitung der Knieflexion zurückzuführen, was am Sagittalmomentenmaximum deutlich wurde.

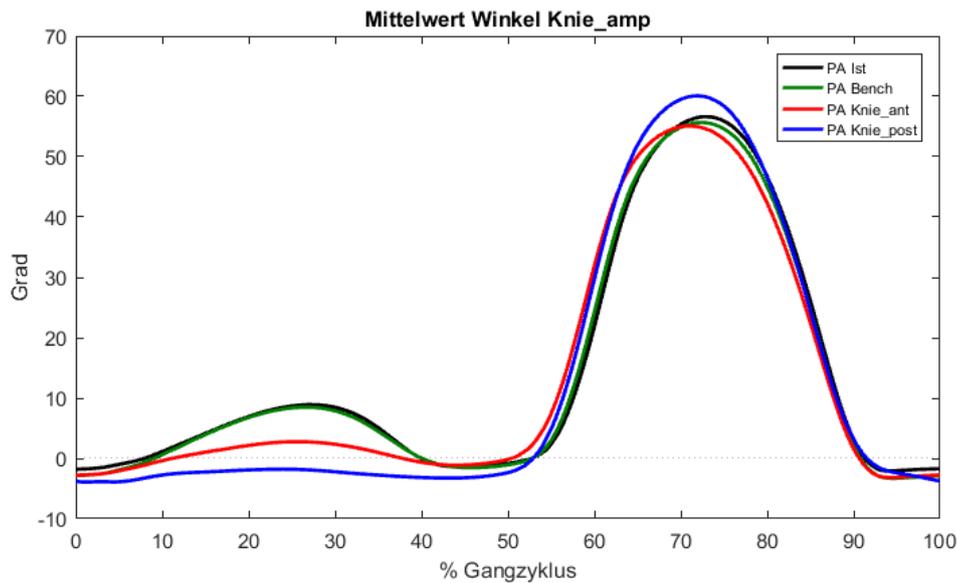


Abbildung 78 Studie 1, Proband A, Knieflexionswinkel, Gewohnter Aufbau, Bench Alignment, Knieverschiebung 12 mm anterior und 12 mm posterior, mobiles Messsystem

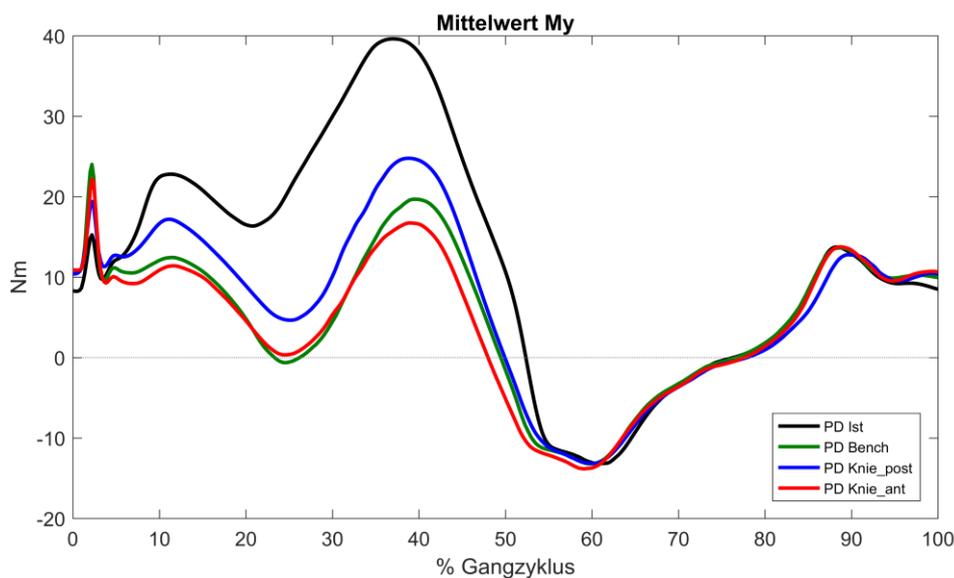


Abbildung 79 Studie 1, Proband D, Sagittalmoment Knie, Gewohnter Aufbau, Bench Alignment, Knieverschiebung 5 mm anterior und 5 mm posterior, mobiles Messsystem

Für Proband D zeigt sich ein deutlich anderes Kompensationsverhalten. Einerseits stellt sich eine typische Gruppierung in Bench-Alignment, Knieverschiebung posterior und kompensierter Knieverschiebung anterior in der Sagittalmomentenkurve dar (Abbildung 79). Die Flexionsmomente bei Knieverschiebung anterior werden wieder durch aktive Stumpfarbeit unterdrückt. Zwischen Bench-Alignment und Knieverschiebung posterior entsteht im Gegensatz ein aus dem zusätzlichem Hebelarm resultierender konstanter Offset. Der Ist-Aufbau hebt sich jedoch deutlich von diesen Werten ab und liegt mehr im Extensionsbereich. Hier wird also die Prothese stark in Flexion gepresst, was eine vermehrte Vorwärtsbewegung ermöglicht. Der Proband drückt sich also über die gesamte Standphase mit der Prothese ab und kann die Standphasenflexion so nicht nutzen.

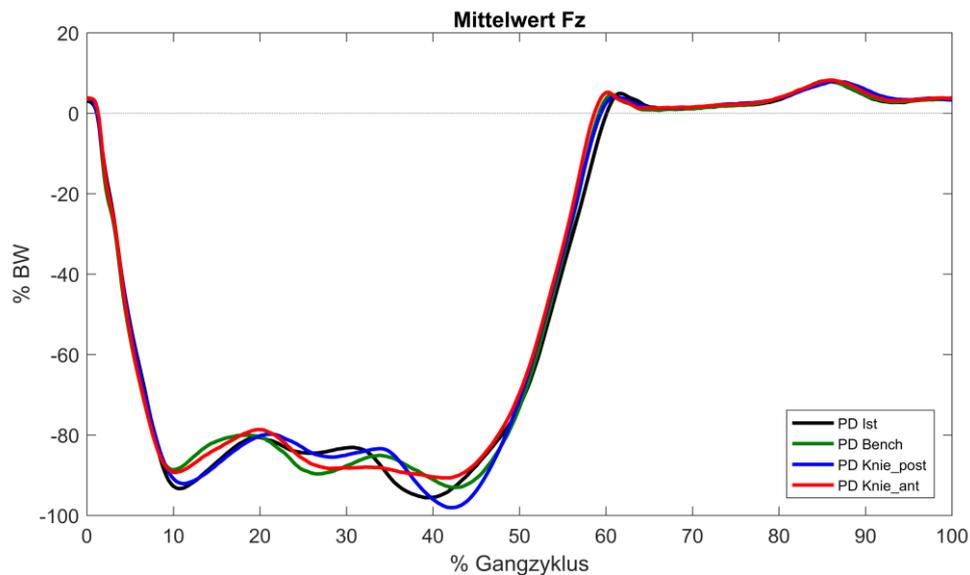


Abbildung 80 Studie 1, Proband D, Vertikalkraftverlauf mit Dreifach-Höcker, Gewohnter Aufbau, Bench Alignment, Knieverschiebung 5 mm anterior und 5 mm posterior, mobiles Messsystem

Entsprechend zeigt sich in der Vertikalkraftkurve beim Ist-Aufbau und bei der Knieverschiebung Posterior ein großes Vertrauen. Resultierend sind eine höhere Dynamik und damit höhere Spitzenlasten in der Vertikalkraftkurve festzustellen. Bei allen Aufbauvarianten ist gegenüber den in der Pilotstudie vorgestellten typischen Verläufen (Abbildung 66) das Minimum beim Abstoßen deutlicher ausgeprägt als das Minimum beim Auftreten. Erst beim Abstoßen wird überhaupt eine Spitzenlast nahe 100% des Körpergewichts erreicht. Das deutet generell auf ein vorsichtiges Belasten der Prothese und dynamische Effekte hin, wie zum Beispiel ein Einsinken der Hüfte, die die Last in der einbeinigen Standphase verringern. Zuletzt sei auf den Dreifach-Höcker der Vertikalkraftkurve hingewiesen, der seltener anzutreffen ist aber dennoch als typischer Verlauf angesehen werden kann. Er geht hier mit einer Standphasenflexion einher, die erst bei 20% Gangzyklus deutlich einsetzt (Abbildung 81).

Die Kniewinkelkurven bestätigen das Bild aus dem Sagittalmoment (Abbildung 79). So wird beim Prothesenaufbau Bench-Alignment, Knieverschiebung anterior und posterior die Standphasenflexion genutzt, deren Maximum sich entsprechend der Höhe der Sagittalmomente in der mittleren Standphase darstellt. Der dabei deutlich werdende vermeintliche Messfehler im Sagittalmoment, das sich durchgehend im Extensionsbereich befindet, ist durch den Einfluss der Trägheit möglicherweise geringer einzuschätzen als in der Darstellung. Beim gewohnten Prothesenaufbau, mit dem beschriebenen permanenten Beschleunigen über die gesamte Standphase der Prothesenseite, finden sich durch das erhöhte Sagittalmoment keine Standphasenflexion und durch die generell höhere Dynamik ein großes Knieflexionswinkelmaximum in der Schwungphase. Die Verortung der Standphasenflexion in der mittleren Standphase wurde schon bei der Diskussion der Vertikalkraft angesprochen. Dies ist einerseits durch die fehlende Vorflexion des Kniegelenks bedingt, das in voller Streckung eine aktive Bewegung benötigt, um den Totpunkt zu überwinden und in Flexion zu gehen. Weiterhin findet beim Auftreten eine aktive Bewegung in Extensionsrichtung statt, wie an den zunächst positiven Sagittalmomenten nachgewiesen werden kann. Erst in der mittleren Standphase wird eine freie Bewegung des Kniegelenks zugelassen. Diesem Gangmuster könnte mit einem aktiven Gangtraining mit sensorischer Rückkopplung begegnet werden, sofern die Stumpfkonstitution dies

zulässt. Ein ähnliches Bewegungsmuster konnte bei Proband C festgestellt werden. Hier ist die Lastspitze beim Abstoßen erhöht, die sonst eher die Tendenz zu geringeren Werten hat. Das beschriebene Muster ist also durch eine Tendenz zur Betonung der zweiten Hälfte der Standphase gekennzeichnet (Abbildung 82). Dabei wird wieder eine dynamische Entlastung der Prothese beim Auftreten mit Vertikalkräften unterhalb 100% Körpergewicht deutlich.

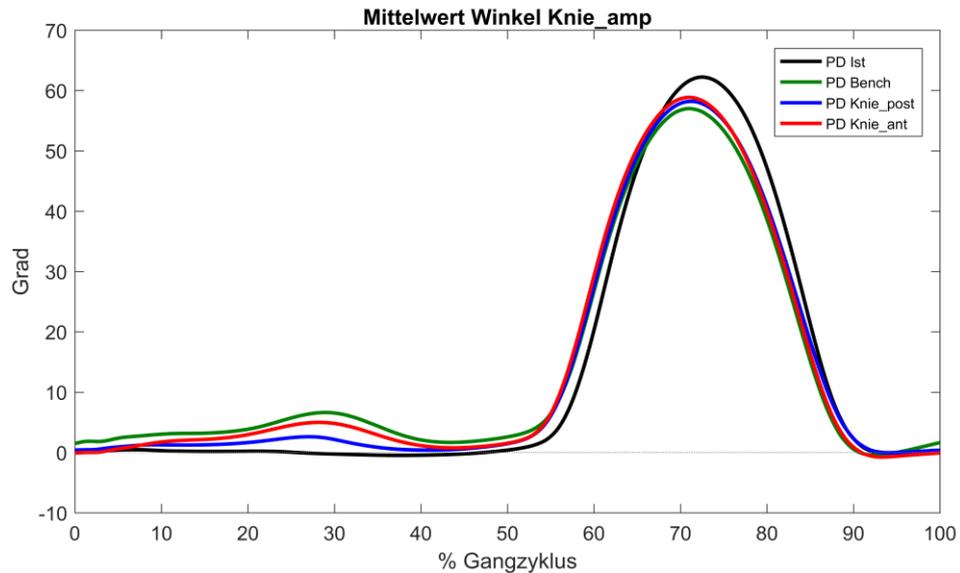


Abbildung 81 Studie 1, Proband D, Knieflexionswinkel, Gewohnter Aufbau, Bench Alignment, Knieverschiebung 12 mm anterior und 12 mm posterior, mobiles Messsystem

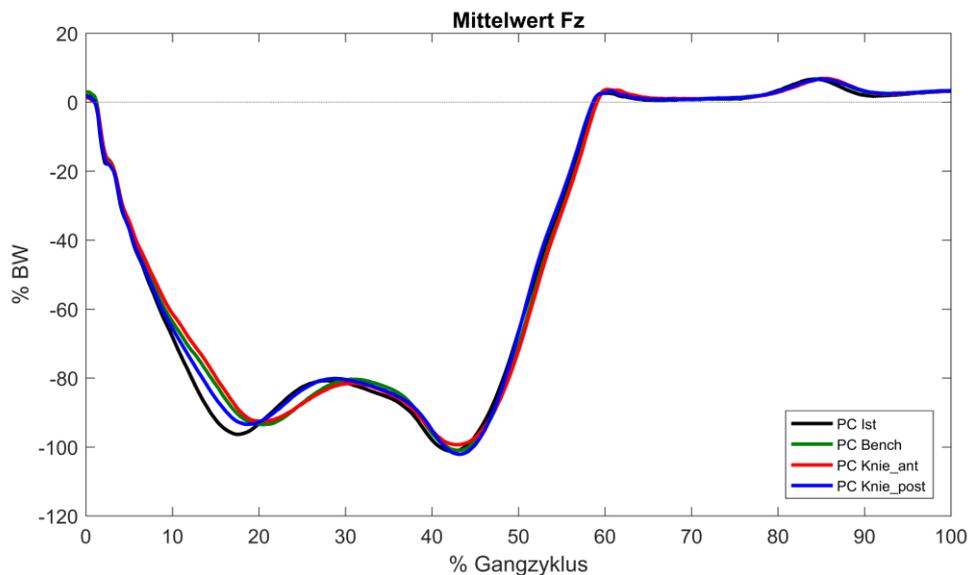


Abbildung 82 Studie 1, Proband C, Vertikalkraft, Gewohnter Aufbau, Bench Alignment, Knieverschiebung 5 mm anterior und 5 mm posterior, mobiles Messsystem

Weiterhin zeigt sich dieses Muster am Sagittalmoment, das bei diesem Probanden beim Ist-Aufbau am Maximum erhöht ist. Eine Tendenz zur Knieflexion in der Standphase ist hier bei keinem Aufbau gegeben. Daraus kann wiederum abgeleitet werden, dass die Kompensation bei Knie anterior durch

ein mangelndes Sicherheitsgefühl bedingt ist, für das sich eine individuelle Sagittalmomentengrenze festlegen lässt. Dennoch ist dieses Sagittalmoment nicht als unveränderlich anzusehen. Durch Trainingseffekte oder Veränderungen an der Prothese kann dieser Wert verschoben werden, wie bei der Betrachtung der Ergebnisse der Studie 2 für Proband C deutlich werden wird (Absatz 4.3.4.1).

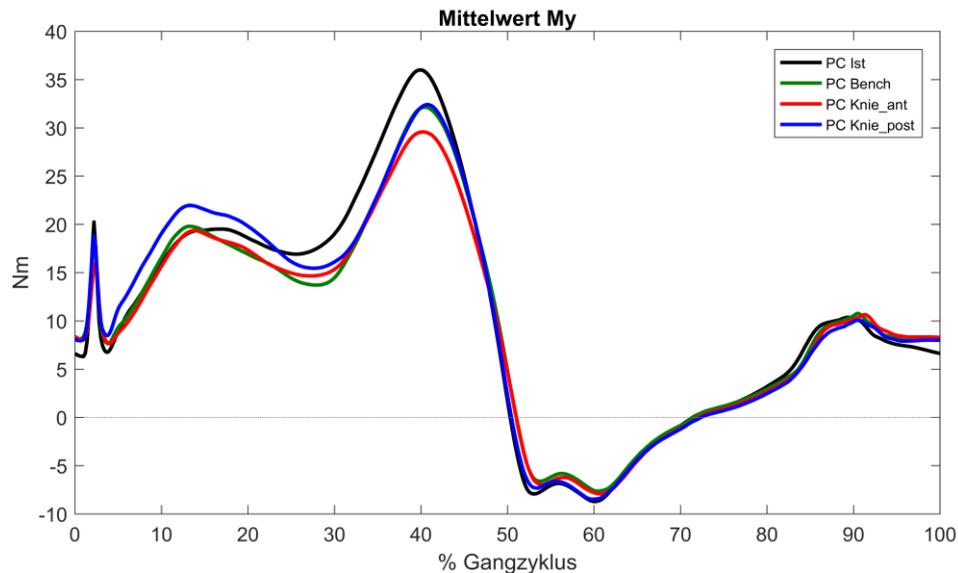


Abbildung 83 Studie 1, Proband C, Sagittalmoment, Gewohnter Aufbau, Bench Alignment, Knieverschiebung 5 mm anterior und 5 mm posterior, mobiles Messsystem

4.3.3.3 Kompensationseffekte

Zur Auswertung der Ergebnisse aus Studie 1 wurde weiterhin ein einfaches Modell entwickelt, das mit Hilfe des Aufbaus nach Herstellerangaben die Auswirkungen der Aufbauvariationen vorhersagen sollte. Dazu wurde das Sagittalmoment, welches sich aus dem zusätzlichen Hebelarm und der aktuellen Belastung ergibt, auf die Daten des Bench-Alignments addiert. Die resultierenden Erwartungswerte für die Knieverschiebung nach anterior und posterior sind in Abbildung 84 für verschiedene Probanden gezeigt. Dabei wird eine Kompensation der veränderten Prothesenstatik durch aktive Stumpfarbeit der Probanden deutlich. Für Proband A der eine Standphasenbeugung durchführt, kann bei anteriorer Knieverschiebung eine Kompensation des erhöhten Beugemoments in der Standphase festgestellt werden. Der Proband G, der durch seine geringere Stumpfleistungsfähigkeit ein höheres Sicherheitsbedürfnis hat, vermeidet Beugemomente in der Standphase generell. Trotzdem zeigt der sehr routinierte Läufer ein ähnliches Kompensationsverhalten bei anteriorer Knieverschiebung wie Proband A. Dies deutet wieder darauf hin, dass ein individuelles Sicherheitsbedürfnis besteht, das unabhängig von einer tatsächlich ausgeführten Standphasenflexion ist.

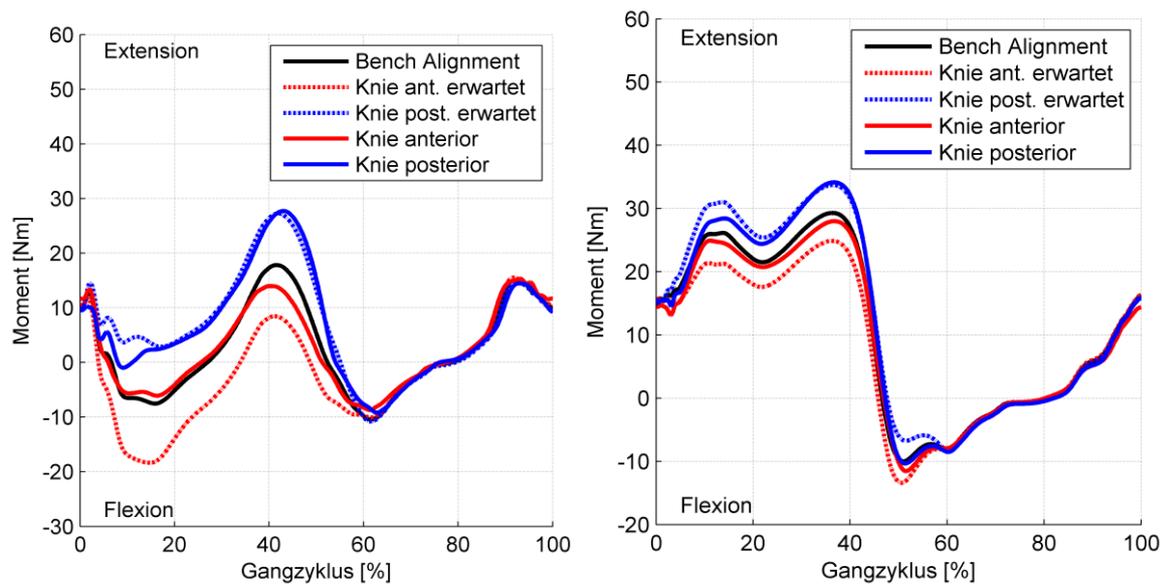


Abbildung 84 Sagittalmoment bei verschiedenen Prothesenaufbauten und Erwartungswerte des Bewegungsmodells, links: Proband A (Pilotstudie), rechts: Proband G (Studie 1), mobiles Messsystem

4.3.3.4 Einleitung der Schwungphase

Um das individuelle Sicherheitsbedürfnis eines Patienten nicht zu verletzen, erscheint es demnach zweckmäßig, den Prothesenaufbau so zu gestalten, dass die Kniegelenkachse tendenziell nach posterior verlagert wird. Dies ist aus mindestens zwei Gründen problematisch: Wenn der Proband eine Standphasenbeugung ausführt, kann eine posteriore Verschiebung der Kniegelenkachse zu einer Verringerung oder kompletten Unterdrückung der Beugung führen. Der Nutzen der Standphasenbeugung für Oberschenkelamputierte wird kontrovers diskutiert. Es kann jedoch festgehalten werden, dass beim Gang mit Standphasenflexion ein schnellerer vollflächiger Bodenkontakt des Fußes hergestellt werden kann und das Gangbild dem physiologischen Vorbild näher kommt [81]. Zum Ende der Standphase wird die Schwungphase eingeleitet und das Knie beginnt zu beugen. Dazu müssen die Streckmomente durch eine aktive Bewegung des Stumpfes überwunden werden. Sie erreichen um 40% Gangzyklus ihr Maximum. Hohe Streckmomente konnten in anderen Untersuchungen mit einem erhöhten metabolischen Energieverbrauch in Zusammenhang gebracht werden [82]. Die Ergebnisse der durchgeführten Studie zeigen signifikante Unterschiede zwischen den Prothesenaufbauvarianten für das Sagittalmomentenmaximum ($p < 0,001$), das die zu überwindenden Streckmomente markiert. Jedoch waren auch hier die interindividuellen Unterschiede erheblich und wiederum wurden signifikante Interaktionseffekte manifest ($p < 0,001$). Deshalb wurde eine lineare Regressionsanalyse für jeden einzelnen Probanden durchgeführt (Auszug siehe Abbildung 6). Für einzelne Probanden besteht eine gute Korrelation zwischen Sagittalmomentenmaximum und Knieachsenverschiebung (Bestimmtheitsmaß $R^2 > 0,7$ für Proband A, B sowie $0,7 > R^2 > 0,3$ für Proband D, E, F). Für diese Probanden kann also bestätigt werden, dass sich eine Verlagerung der Knieachse nach posterior ungünstig auf die Höhe der Streckmomente und damit auf die Einleitung der Schwungphase auswirkt.

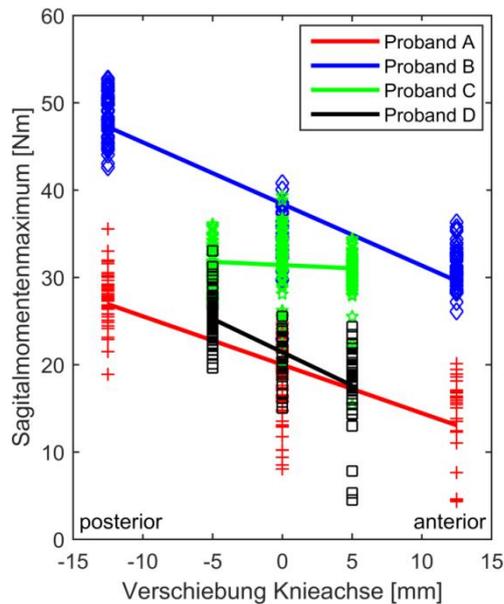


Abbildung 85 Schwungphaseneinleitung anhand des Maximums des Sagittalmoments über der Kniepolposition, Ergebnisse der linearen Regressionsanalyse; Werte und Regressionsgrade der Probanden A-D

4.3.3.5 Probandenbefragung zur Bewertung des Prothesenaufbaus

Die freie Selbsteinschätzung jedes Prothesenaufbaus durch die Probanden ergab kein einheitliches Bild. Neben der generellen Schwierigkeit die Unterschiede im Gehverhalten festzumachen, sind auch Probleme beim Verbalisieren denkbar. Denn der Vergleich verschiedener Prothesenaufbauvarianten erfolgt sonst ausschließlich im Rahmen der Versorgungen und beschränkt sich meist auf einzelne Aspekte und kurzes Probieren. Obwohl in allen abgefragten speziellen Aspekten, wie der Sicherheit bei Lastübernahme, der Sicherheit in der Standphase und der Einleitung der Schwungphase keine signifikanten Unterschiede zwischen den Aufbauvariationen feststellbar waren, ließ sich in der Gesamtbeurteilung jedes Aufbaus in 5 Stufen (-,-,0,+,++) ein signifikanter Unterschied zwischen der Knieverschiebung anterior und dem gewohnten Aufbau sowie dem Bench-Alignment im Wilcoxon Test feststellen (Tabelle 25). So wurde die anteriore Knieverschiebung signifikant schlechter bewertet, was sich mit den Ergebnissen zu den Kompensationsbewegungen deckt. Dennoch bleibt anzumerken, dass in Einzelfällen vollkommen konträre Einschätzungen zu den ermittelten objektiven Parametern abgegeben wurden, was die Schwierigkeiten der Probanden unterstreicht Unterschiede im Gehverhalten festzustellen. Innerhalb des individuellen Sicherheitsbereichs (Bench, Ist, Post-Aufbau) wurden nur einzelne wegweisende Selbsteinschätzungen abgegeben. Eine messtechnische Beurteilung des Gangbildes als Alternative zur Selbsteinschätzung erscheint vor diesem Hintergrund unabdingbar.

Tabelle 25 Subjektive Beurteilung des Prothesenaufbaus durch die Probanden, p-Werte des Wilcoxon Tests, signifikante Unterschiede markiert ($\alpha=10\%$)

	BENCH	IST	ANT
BENCH	-		
IST	0.46	-	
ANT	0.04	0.07	-
POST	0.78	0.19	0.46

4.3.3.6 Bewertung der Oberkörper- und Beckenbewegung

Um die Kompensationsbewegungen besser bewerten zu können wurde die Kinematik von Thorax (TRX) und Pelvis (PLV) genauer untersucht. Für die Daten des mobilen Messsystems mussten verschiedene Verfahren zur Driftkorrektur eingesetzt werden (eine exakte Beschreibung der Methoden ist Krause 2016 [105] zu entnehmen). Im Vergleich zur stationären Ganganalyse konnten dabei für die Verläufe der Thoraxwinkel mittlere Korrelationsfaktoren größer 0,8 erzielt werden. Für die Pelviswinkel wurden im punktwweisen Vergleich der Verläufe Korrelationsfaktoren um 0,5 erreicht. Die qualitativen Verläufe zeigten insgesamt gute Übereinstimmungen. Eine Bewertung der Thorax- und Pelvisbewegung anhand der Daten des mobilen Messsystems erscheint damit realisierbar. Um die Plausibilität der Messdaten zu bewerten wurde zunächst eine Einordnung hinsichtlich der Literatur vorgenommen. Aufgrund der Studienlage musste auf Daten gesunder Probanden aus der stationären Ganganalyse zurückgegriffen werden. Zur besseren Vergleichbarkeit werden im Folgenden entsprechend ebenfalls Messdaten der stationären Ganganalyse gezeigt.

Tabelle 26 Probandendaten ausgewählter Studien mit dokumentierten Oberkörpersegmentbewegungen

Verfasser	Probandenanzahl	m/w	Alter
Benedetti et al. 1998 [106]	20	10/10	20-72
Crosbie et al. 1997 [107]	108	50/58	20-82
Kadaba et al. 1990 [108]	40	28/12	18-40
Leardini et al. 2011 [109]	10	5/5	23-26
Stokes et al. 1989 [110]	8	---	---

4.3.3.6.1 Thoraxbewegungen in der Frontalebene

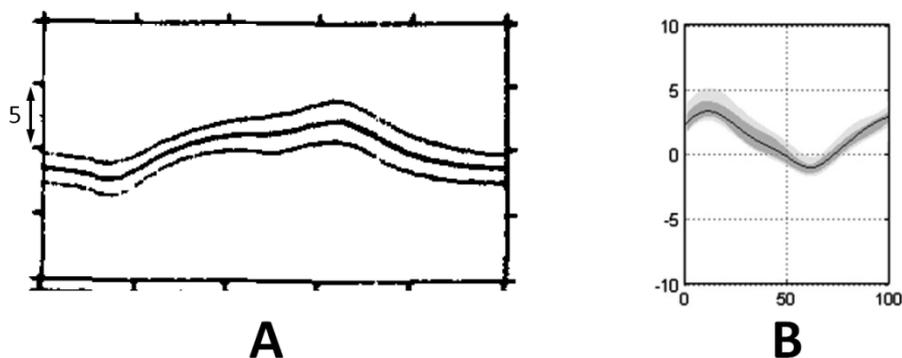


Abbildung 86 Thorax-Winkel [°] in der Frontalebene über einen Gangzyklus [%] nach [110] (A) und gespiegelt mit wahrscheinlichem Nullpunktoffset nach [109] (B)

Die Mehrzahl der Probanden zeigt ein vergleichbares Gangbild zu den Ausführungen von Stokes et al. (Abbildung 86) [110]. Nach dem Zehenablösen (TO) der kontralateralen Seite wird der Thorax zunehmend in Richtung des Standbeins geneigt und somit die Schulter der Amputationsseite abgesenkt (Abbildung 87). Nach dem Zehenablösen der Prothesenseite wird der Neigungstrend umgekehrt. Für den hier abgebildeten Probanden D erfolgt die Thoraxbewegung symmetrisch innerhalb eines $\pm 5^\circ$ Korridors. Der mit bloßem Auge bestimmte Eindruck der Gangsymmetrie wurde auch für andere Probanden mit diesem Bild der Thoraxbewegung als generell gut wahrgenommen.

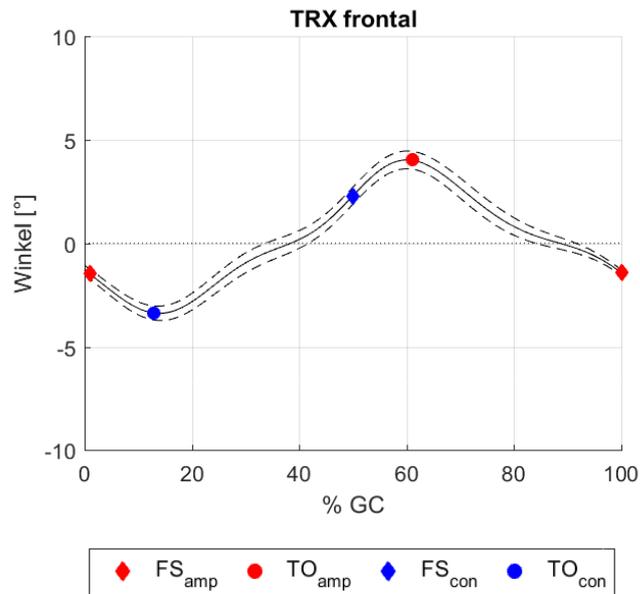


Abbildung 87 Symmetrischer Verlauf des Thorax-Winkels in der Frontalebene (schwarz) mit Standardabweichung (gestrichelt), Ist-Aufbau, Proband D, Daten der stationären Ganganalyse, FS_{amp}: Foot Strike amputierte Seite, TO_{amp}: Toe Off amputierte Seite, FS_{con}: Foot Strike kontralaterale Seite, TO_{con}: Toe Off kontralaterale Seite

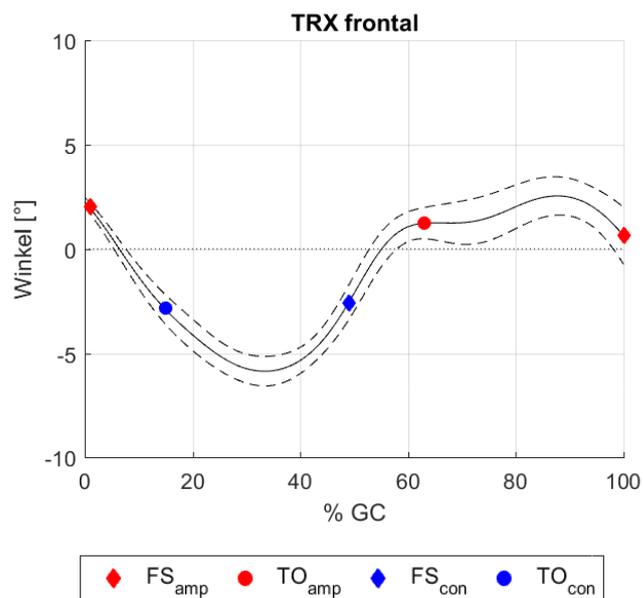


Abbildung 88: Verstärkte Rumpfneigung mit asymmetrischer Verlauf des Thorax-Winkels in der Frontalebene (schwarz) mit Standardabweichung (gestrichelt), Ist-Aufbau, Proband E, Daten der stationären Ganganalyse, FS_{amp}: Foot Strike amputierte Seite, TO_{amp}: Toe Off amputierte Seite, FS_{con}: Foot Strike kontralaterale Seite, TO_{con}: Toe Off kontralaterale Seite

Bei den Probanden C, E und F wurde während der kontralateralen Schwungphase eine deutlich erhöhte Neigung zur Prothesenseite beobachtet. Abbildung 86 zeigt diesen Effekt beispielhaft für Proband E. Auch der mit bloßem Auge bestimmte Eindruck der Gangsymmetrie wurde in diesen Fällen als deutlich schlechter wahrgenommen. Für Proband C wurde bereits eine deutlich reduzierte Belastungsspitze beim Auftreten beschrieben. Die vermehrte Oberkörperneigung zur Prothesenseite

dient somit der Entlastung beim Auftreten durch Trägheitseffekte. Weiterhin ist aber auch eine Verringerung des Frontalmoments durch die Seitneigung gegeben. Die während der monopodalen Standphase erheblichen Frontalmomente können sich bei ungünstiger Stumpfkstitution oder Schaftproblemen unangenehm bemerkbar machen. Daneben sind aber auch ein mangelndes Vertrauen in die Prothese oder Balanceprobleme denkbar, gerade wenn die Erstversorgung noch nicht lange zurückliegt.

4.3.3.6.2 Thoraxbewegungen in der Transversalebene

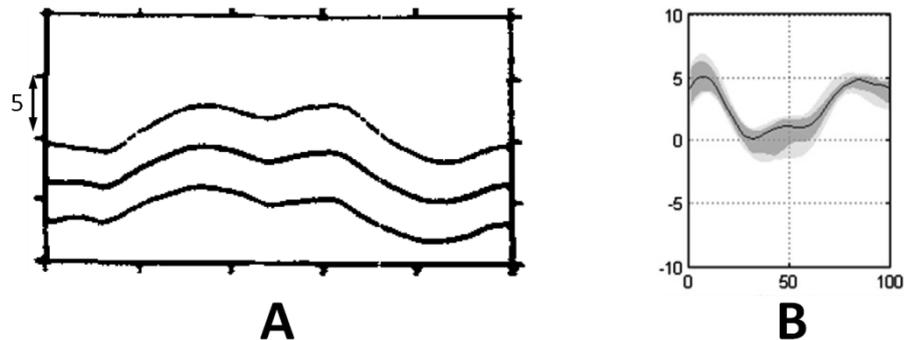


Abbildung 89 Thorax-Winkel in der Transversalebene nach [110] (A) und [109] gespiegelt (B)

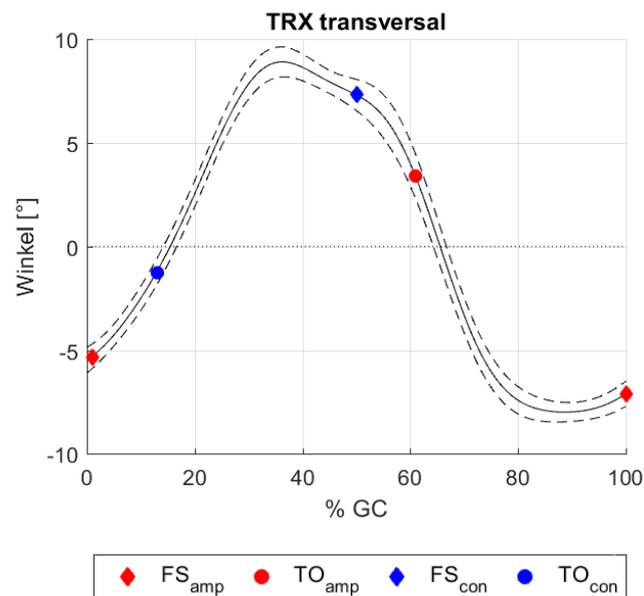


Abbildung 90 Thorax-Winkel in der Transversalebene (schwarz) mit Standardabweichung (gestrichelt), Ist-Aufbau, Proband D, Daten der stationären Ganganalyse, FS_{amp}: Foot Strike amputierte Seite, TO_{amp}: Toe Off amputierte Seite, FS_{con}: Foot Strike kontralaterale Seite, TO_{con}: Toe Off kontralaterale Seite

Stokes et al. und Leardini et al. beschreiben für die Throaxbewegung in der Transversalebene ein ähnliches Muster mit Andeutungen zweier Plateauphasen und einen Bewegungsumfang von 5° (Abbildung 89) [110, 109]. Dabei wird während der Schwungphasen stets die kontralaterale Schulter zusammen mit dem Schwungbein nach anterior geführt. Diese Bewegung setzt sich in der normalen Armbewegung fort, die jedoch nicht immer ausgeführt wird. Für alle Probanden konnten dazu

ähnliche rotatorische Thoraxbewegungen in der Transversalebene bestimmt werden (Abbildung 90). Jedoch wird ein erheblich größerer Bewegungsumfang deutlich (im Schnitt $7,37^{\circ} \pm 3,08^{\circ}$ gegenüber $4,7^{\circ} \pm 1,6^{\circ}$ für gesunde Probanden in der Literatur). Die vermehrte Oberkörperrotation könnte als ausgleichender Mechanismus für die verminderte Beschleunigungs- und Abstoßarbeit auf der Prothesenseite interpretiert werden.

4.3.3.6.3 Pelvis-Bewegung in der Frontalebene

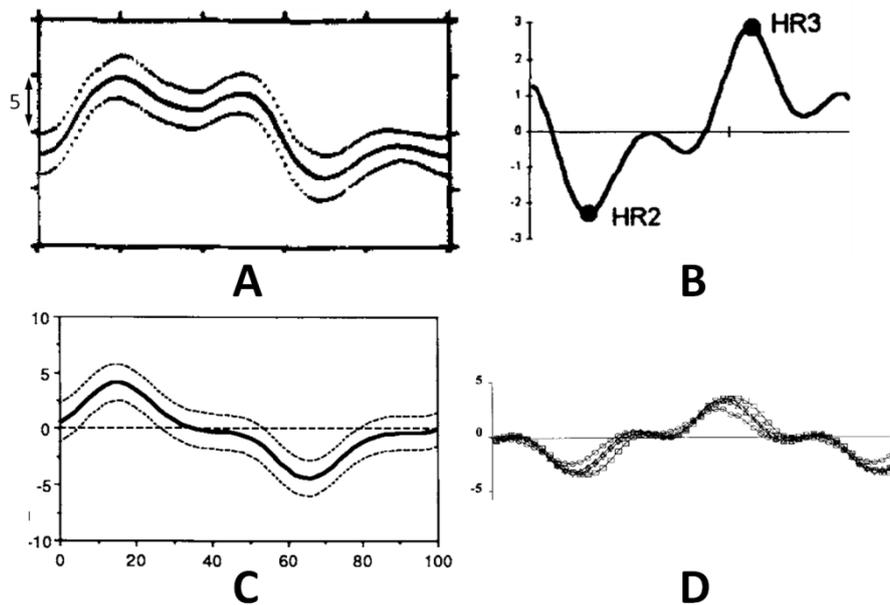


Abbildung 91 Pelvis-Winkel in der Frontalebene nach [110] (A), [106] gespiegelt (B), [108] (C) und [107] (D)

In den vier Studien zum Pelvis-Winkel in der Frontalebene zeigten sich stets zwei Umkehrpunkte mit großer Amplitude als Reaktion auf die Belastungsantwort der jeweiligen Seite. Nach diesem Absenken der kontralateralen Seite wechselt das Becken in eine neutrale Stellung (Abbildung 91 A-C) oder hebt die kontralaterale Seite ausgehend von der neutralen Stellung an (Abbildung 91 D), was vermutlich die Schwungphase unterstützt. Danach erfolgt eine erneutes Senken der kontralateralen Seite (Abbildung 91 A, B und D), was als Vorbereitung des Bodenkontakts interpretiert werden könnte. Ein Einfluss der Ganggeschwindigkeit auf die Form der Beckenbewegung scheint hier wahrscheinlich. Bei den Probandenmessungen konnten starke Ähnlichkeiten zu den in der Literatur beschriebenen Verläufen festgestellt werden. Während die Winkelverläufe der meisten Probanden qualitativ mit den Ergebnissen von Stokes et al. (Abbildung 91 A) übereinstimmten, ähnelten die Kurven der Probanden C und F den Ausführungen von Crosbie et al. (Abbildung 91 D). Abbildung 92 zeigt einen repräsentativen Kurvenverlauf von Proband D, der ein stärkeres Einsinken des Beckens bei Belastung markiert. In Abbildung 93 ist beispielhaft für die zweite Variante der Verlauf von Proband C gezeigt, bei dem ein steifes Becken bei Belastung und eine stärkere Beckenbewegung bei 30% Gangzyklus zur Unterstützung der kontralateralen Schwungphase kennzeichnend sind.

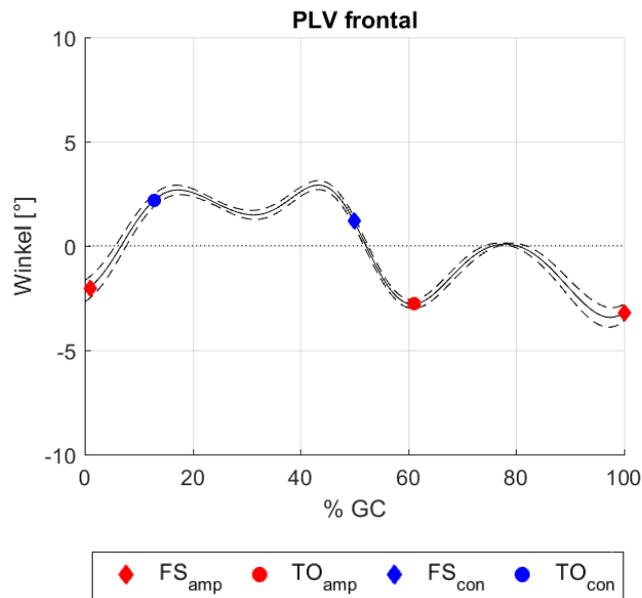


Abbildung 92 Pelvis-Winkel in der Frontalebene (schwarz) mit Standardabweichung (gestrichelt), Ist-Aufbau, Proband D, Daten der stationären Ganganalyse, FS_{amp}: Foot Strike amputierte Seite, TO_{amp}: Toe Off amputierte Seite, FS_{con}: Foot Strike kontralaterale Seite, TO_{con}: Toe Off kontralaterale Seite

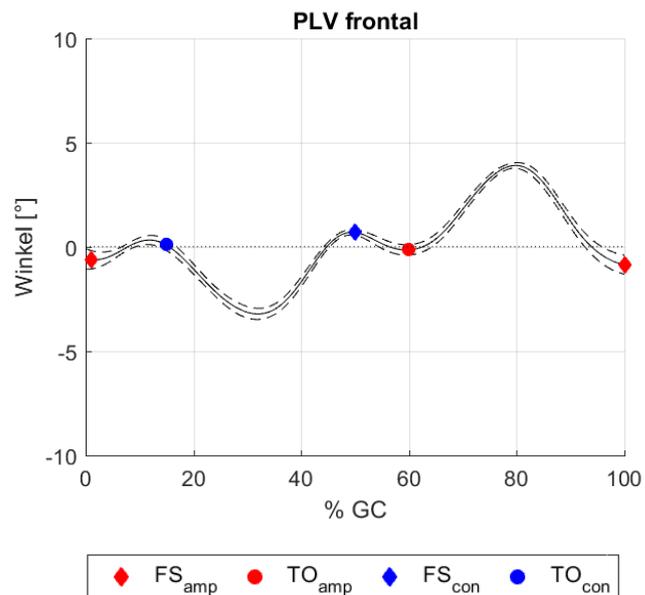


Abbildung 93 Pelvis-Winkel in der Frontalebene (schwarz) mit Standardabweichung (gestrichelt), Ist-Aufbau, Proband C, Daten der stationären Ganganalyse, FS_{amp}: Foot Strike amputierte Seite, TO_{amp}: Toe Off amputierte Seite, FS_{con}: Foot Strike kontralaterale Seite, TO_{con}: Toe Off kontralaterale Seite

4.3.3.6.4 Effekte durch Variationen des Prothesenaufbaus

Die Thorax- und Pelvisbewegungen zeichnen sich generell durch eine sehr hohe Reproduzierbarkeit aus. Jedoch wurden bei den beschriebenen Bewegungen bereits interindividuelle Unterschiede deutlich. In den hier nicht beschriebenen Körperebenen waren diese Unterschiede in den Messungen sowie der Literatur gravierender, weshalb auf eine Interpretation verzichtet wurde. Daneben erschwerten die interindividuellen Unterschiede aber auch die Bewertung verschiedener Prothesenaufbauvarianten anhand der Bewegungen von Thorax und Pelvis. Zwar waren

intraindividuelle Unterschiede zwischen den Aufbauvarianten feststellbar (siehe Anhang Abbildung 117), sie gaben jedoch kein konsistentes Bild über die Probanden ab. Dennoch wurde deutlich, dass besonders anhand der Winkelverläufe des Thorax in der Frontalebene eine gute Einschätzung zur wahrgenommenen Gangsymmetrie gegeben werden kann. Die Verläufe der frontalen Pelviswinkel zeigen unterschiedliche Strategien beim Auftreten und in der Schwungphasendurchführung, die einen Hinweis auf die Konstitution Hüftmuskulatur und Stumpf liefern können. Da mit den vorgeschlagenen Methoden zur Driftkorrektur eine gute Übereinstimmung zwischen stationärer Ganganalyse und mobilem Messsystem erreicht werden konnte, ist eine Auswertung der Oberkörperbewegungen in der Expertensoftware des mobilen Ganganalysesystems als sehr sinnvoll zu erachten.

4.3.4 Ergebnisse Studie 2

Durch die starken interindividuellen und tagesformabhängigen Schwankungen der Messwerte konnte in Studie 1 keine allgemeingültige Aussage zum Optimum der Knieachsenposition anterior-posterior getroffen werden. Deshalb wurden in Studie 2 die Knieachsenposition anterior und posterior sowie die Stellung des Prothesenfußes in Plantarflexion und Dorsalextension zur besseren Differenzierung isoliert betrachtet. Um die Messdaten möglichst frei von Gewöhnungseffekten zu halten, wurden die Aufbauvariationen vom gewohnten Prothesenaufbau ausgehend vorgenommen und die im Alltag genutzten Passteile verwendet. Zunächst werden deshalb Unterschiede zwischen den in Studie 1 und Studie 2 verwendeten Passteilen exemplarisch betrachtet.

4.3.4.1 Passteilwechsel Genium C-Leg

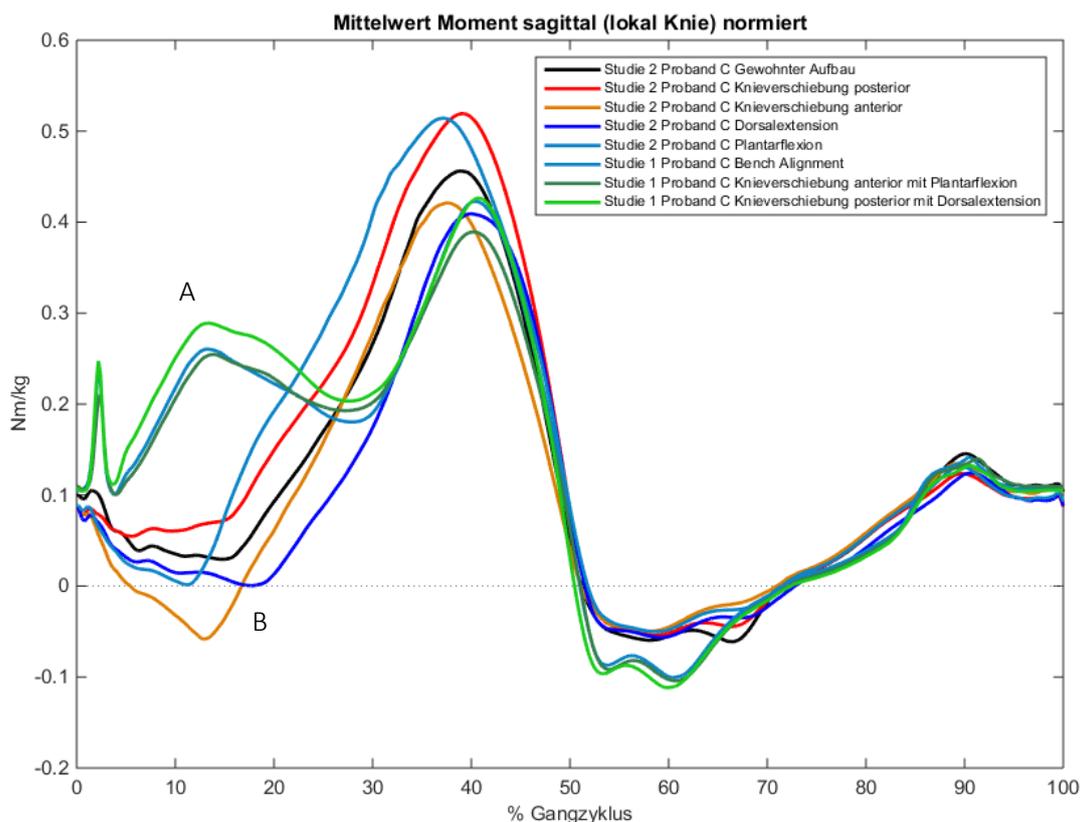


Abbildung 94 Vergleich der Messdaten aus Studie 1 und Studie 2, Proband C, Sagittalmoment Knie, Studie 1 (mit C-Leg): Bench Alignment und davon ausgehend Knieverschiebung 5 mm anterior-posterior mit Plantarflexionskorrektur, Studie 2 (mit Genium): Gewohnter Aufbau und davon ausgehend Knieverschiebung 9 mm anterior-posterior sowie Plantarflexion und Dorsalextensions, mobiles Messsystem

Die drei Probanden die an Studie 2 teilnahmen, hatten bereits an Studie 1 teilgenommen. In einem ersten Vergleich zwischen Messwerten der beiden Studien fielen bei Proband C deutliche Unterschiede in der Sagittalmomentenkurve auf, die weit über das Maß der Aufbauvariation hinausgingen. Ursache war die unterschiedliche Passteilkombination. In der ersten Studie lief der Proband mit einem C-Leg [a] Kniegelenk. In der zweiten Studie wurde das Kniegelenk Genium [a] verwendet. Beim C-Leg liegt die Sagittalmomentenkurve in der ersten Standphasenhälfte deutlich im positiven Bereich, der ein Extensionsmoment kennzeichnet (Abbildung 94, Markierung A). Beim Genium geht die Tendenz Richtung Flexionsmoment (Abbildung 94, Markierung B).

Die Standphasenflexion wird also durch den Probanden mit dem C-Leg vermieden, beziehungsweise erfolgt keine aktive Bewegung zur Einleitung der Flexion, die den Totpunkt des Gelenks überwindet. Das Genium Kniegelenk weist diesen Totpunkt nicht auf, da die Streckposition eine leichte Vorflexion vorsieht. Bei gesunden Probanden und auf der kontralateralen Seite lässt sich beim Auftreten ebenfalls eine Vorflexion nachweisen, die die Einleitung der Standphasenflexion erleichtert. Entsprechend zeigt der Proband mit dem Genium Kniegelenk eine Standphasenflexion und ein insgesamt anderes Bewegungsmuster, das dem natürlichen Vorbild näher kommt. Neben der erleichterten Standphaseneinleitung und der Möglichkeit des Gelenks sehr hohe Flexionswiderstände zu generieren (Absatz 4.1.3.1) ist hier aber auch das Training des neuen Bewegungsmusters entscheidend.

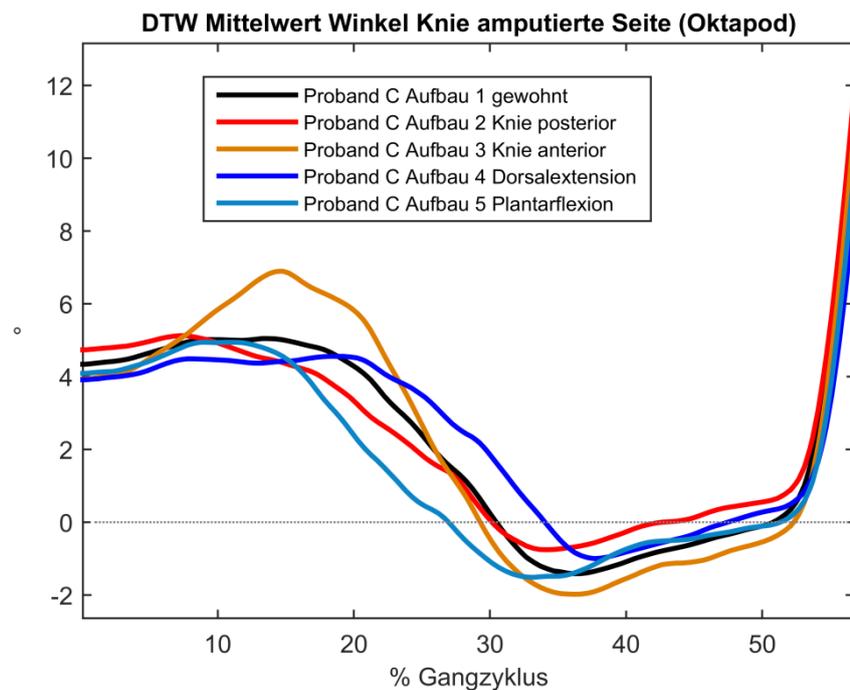


Abbildung 95 Knieflexionswinkel in der Standphase Studie 2, Deutliche Vorflexion des Kniegelenks Genium bei allen Aufbauvarianten, vermehrte Standphasenflexion bei 9mm anteriorer Kniepolverschiebung, Proband C, mobiles Messsystem

4.3.4.2 Verschiebung des Kniepols und Flexionsstellung des Fußes

Da in Studie 2 die Aufbauvariationen anteriore und posteriore Verschiebungen des Kniepols sowie Plantarflexion und Dorsalextension des Prothesenfußes isoliert betrachtet wurden, lassen sich die daraus erwachsenden Effekte sehr gut abgrenzen. Bei der Knieverschiebung posterior zeigt sich die erschwerte Einleitung der Standphasenflexion durch höhere Sagittalmomente im Vergleich zum

gewohnten Aufbau (Abbildung 96, Markierung A). Der parallele Verlauf der beiden Kurven ab 15% Gangzyklus deutet darauf hin, dass die Standphase in ähnlicher Weise ausgeführt wird und keine Kompensationsbewegungen vom Probanden ausgeführt werden. Bei der Knieverschiebung anterior zeigt sich eine deutliche Beugungsneigung des Gelenks im Vergleich zur Knieverschiebung posterior zu Beginn der Standphasenflexion (Abbildung 96, Markierung B). Bei rund 12% Gangzyklus bricht der Proband die zunehmende Beugung ab, um zum Ende der Standphase eine ausreichende Kniestreckung erreichen zu können. Die Sagittalmomentenkurven der Aufbauvariationen Knieverschiebung anterior und gewohnter Aufbau nähern sich deshalb ab rund 25% Gangzyklus an (Abbildung 96, Markierung C).

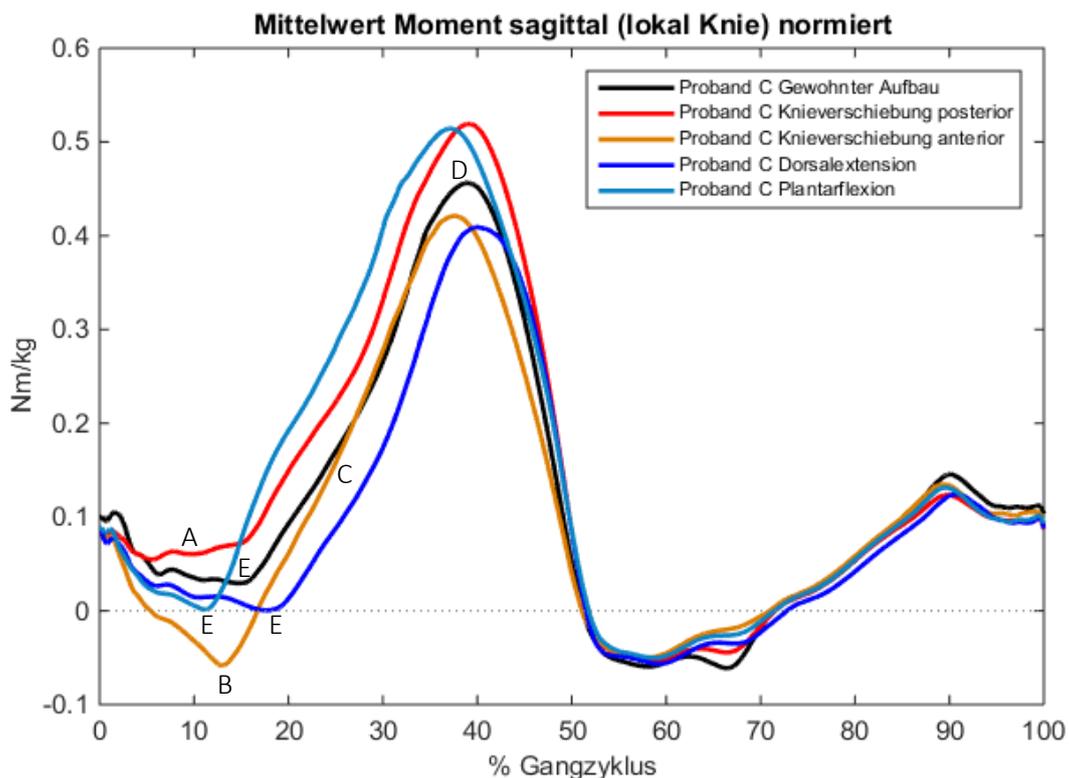


Abbildung 96 Studie 2, Proband C, Sagittalmoment Knie, Gewohnter Aufbau, Knieverschiebung 9 mm anterior-posterior, Plantarflexion und Dorsalextensions, mobiles Messsystem

Im weiteren Verlauf der Kurven zeigen sich deutliche Unterschiede bei der Schwungphaseneinleitung, die durch die Maxima der Sagittalmomente markiert werden (Abbildung 96, Markierung D). Schon in der ersten Aufbauvariationsstudie konnte eine Korrelation zwischen der Höhe des Maximums und dem Wert der Knieverschiebung festgestellt werden (Absatz 4.3.3.4). Ein hohes Maximum geht mit einer erschwerten Schwungphaseneinleitung einher, da die externen Sagittalmomente durch die Stumpfmuskulatur überwunden werden müssen [82]. Die Änderung der Flexionsstellung des Prothesenfußes hat einen ähnlichen Einfluss auf die Schwungphaseneinleitung wie die Knieverschiebung. Die Prothesenaufbauvarianten mit geringerer Standphasensicherheit (Knieverschiebung anterior und Dorsalextension) erleichtern also die Schwungphaseneinleitung, die Prothesenaufbauvarianten mit höherer Standphasensicherheit (Knieverschiebung posterior und Plantarflexion) erschweren selbige. Ursächlich für die Unterschiede im Sagittalmomentenmaximum sind bei der Knieverschiebung die unterschiedlichen Hebelarme während der Flexionseinleitung und bei der Variation der Fußstellung die Änderung der Vorspannung in der Vorfußfeder. Letzteres lässt

sich auch am Timing des vollflächigen Bodenkontakts des Fußes erkennen. Steht der Prothesenfuß in Spitzfußstellung (Plantarflexion) kommt der Vorfuß schneller in Bodenkontakt und sichert das Kniegelenk beim Abrollen durch das frühe Spannen der Vorfußfeder [82]. Das Minimum des Sagittalmoments in der Standphase wird deshalb schon bei 11% Gangzyklus erreicht (Abbildung 96, Markierungen E). Im Gegensatz dazu ist beim gewohnten Aufbau erst bei 15% Gangzyklus der Vorfuß im Bodenkontakt. Beim Aufbau mit Dorsalextension wird die Vorfußfeder erst ab 18% Gangzyklus wirksam.

4.3.4.3 Leistung Hüftgelenk

Für die untersuchten Variationen des Prothesenaufbaus wurden auch in Studie 2 am Sagittalmoment unterschiedliche kompensatorische Effekte deutlich, hinter denen eine aktive Stumpfarbeit zu vermuten ist. Um diese Vermutung abzusichern, wurde die Stumpfleistung aus der Rotation des Hüftgelenks als Produkt aus Sagittalmoment und Flexionswinkelgeschwindigkeit berechnet. Beim Auftreten zeigten sich die Kniepolverschiebungen deutlich abgegrenzt von den weiteren Aufbauvarianten (Abbildung 97). Sobald der Vorfuß im Bodenkontakt ist und der Vorfußhebel Spannung bekommt, schwenken die Kurven von Plantarflexion in den Pfad der Knieverschiebung posterior und die Dorsalextension in den der Knieverschiebung anterior ein. Im Laufe der Standphase wird das Bild dann diffuser (siehe auch Anhang S. 218 Abbildung 118), was wahrscheinlich auf die Schwierigkeiten bei der Lokalisation des Hüftdrehpunkts zurückgeführt werden kann. Durch die Anbringung der Marker am Schaft haben Relativbewegungen des Stumpfes einen erheblichen Einfluss auf die Hüftlokalisierung und damit auf die Leistungsberechnung. Dies betrifft besonders die translatorischen Hüftleistungen aus Hüftpolgeschwindigkeit und Kraft in anterior-posteriorer sowie cranial-caudaler Richtung, bei denen generell ein größerer Energieumsatz festgestellt wurde, der aus der weitgehend intakten Muskulatur des Beckens und der lumbalen Wirbelsäule herrührt (siehe auch Anhang C.2 Abbildung 119 und Abbildung 120).

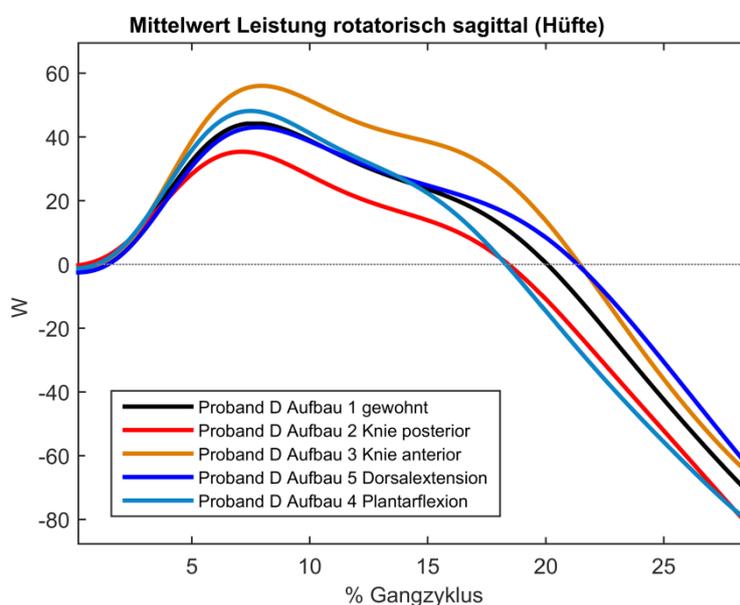


Abbildung 97 Studie 2, Proband D, rotatorische Leistung der Stumpfes als Produkt aus Flexionswinkelgeschwindigkeit und sagittalem Hüftmoment bei unterschiedlichen Aufbauvarianten, Daten der stationären Ganganalyse

4.3.4.4 Leistung Prothesenkniegelenk

Durch die Anbringung der Ganganalysemarker auf der rigiden Struktur der Prothese konnte eine weit genauere Lokalisation des Kniegelenkpols realisiert werden. Daraus resultiert eine höhere Genauigkeit bei der Berechnung der auf das Kniegelenk entfallenden Leistung. In Abbildung 98 werden besonders in der Standphase Effekte durch Variationen des Prothesenaufbaus deutlich. So zeigt sich durch die vermehrte Standphasenflexion bei Knieverschiebung anterior eine Zunahme des Energieumsatzes aus der Kniegelenksdämpfung in der Flexionsphase.

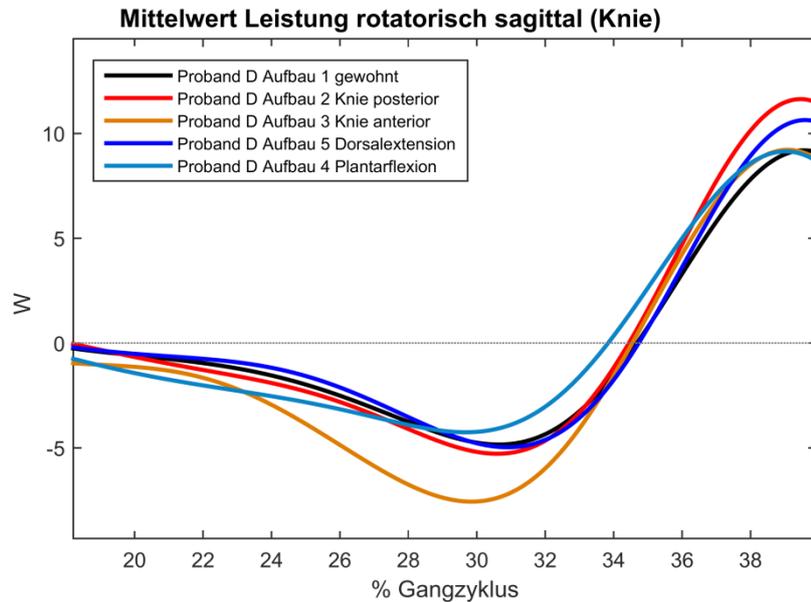


Abbildung 98 Studie 2, Proband D, Mittlere Leistung im Kniegelenk während der Standphasenbeugung, Zunahme der Leistung durch vermehrte Flexion bei Kniepolverschiebung 9 mm anterior, Daten der stationären Ganganalyse

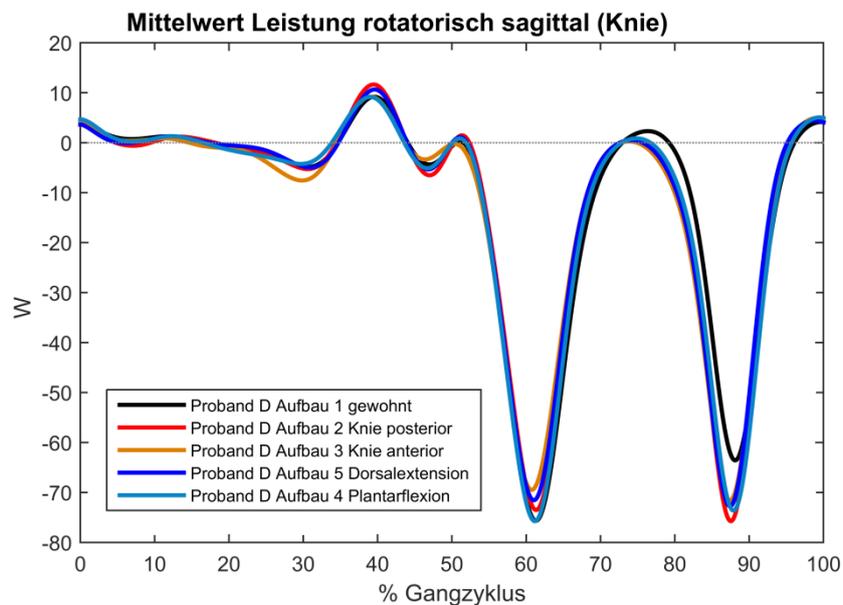


Abbildung 99 Studie 2, Proband D, Mittlere Leistung im Kniegelenk über den Gangzyklus, Überblick für einen Schritt, Daten der stationären Ganganalyse

Generell bleibt festzuhalten, dass auch die berechnete Kniegelenksleistung Messfehlern unterworfen ist. Prinzipiell sollte das passive Kniegelenk keine Energie abgeben, sondern lediglich durch den adaptiven Dämpfer in Wärme umwandeln. Einzig die Feder zur Extensionsunterstützung kann einen Anteil der aufgenommenen Energie zurückgeben. Da dieser Effekt aber auch nur zu bestimmten Zeitpunkten im Gangzyklus zum Tragen kommen kann, sind zum Beispiel die positiven Leistungswerte zu Beginn der Standphase eher auf Messfehler oder elastische Effekte in der Gesamtstruktur der Prothese zurückzuführen (Abbildung 99). Der größte Energieumsatz ist während der Steuerung der Schwungphase festzustellen, zeitgleich zum Auftreten der Flexions- und Extensionswinkelgeschwindigkeitsmaxima die jeweils den maximalen Volumenstrom in den Hydraulikkreisläufen kennzeichnen.

4.3.4.5 Leistung Sprunggelenk Prothesenfuß

Gegenüber dem Kniegelenk weist der Prothesenfuß durch seine elastische Vorfußfeder eine weit größere Kapazität zum Zwischenspeichern von Energie auf. Genau hier liegt aber auch eine deutliche Limitation bei der Berechnung der Energieumsätze, da durch die spezielle Geometrie der Blattfeder die Lage des Sprunggelenkspols nur schwer bestimmt werden kann. Alternativ zur vorgestellten Leistungsberechnung wurde deshalb in Zusammenarbeit mit Experten eine vereinfachte Variante der Leistungsberechnung entwickelt. Der daraus resultierende Parameter „Pushfaktor“ gibt das Integral aus Vertikalkraft und Winkelgeschwindigkeit des Sprunggelenks in der Sagittalebene an. Er ist damit an die aufgenommene rotatorische Leistung im Sprunggelenk angelehnt.

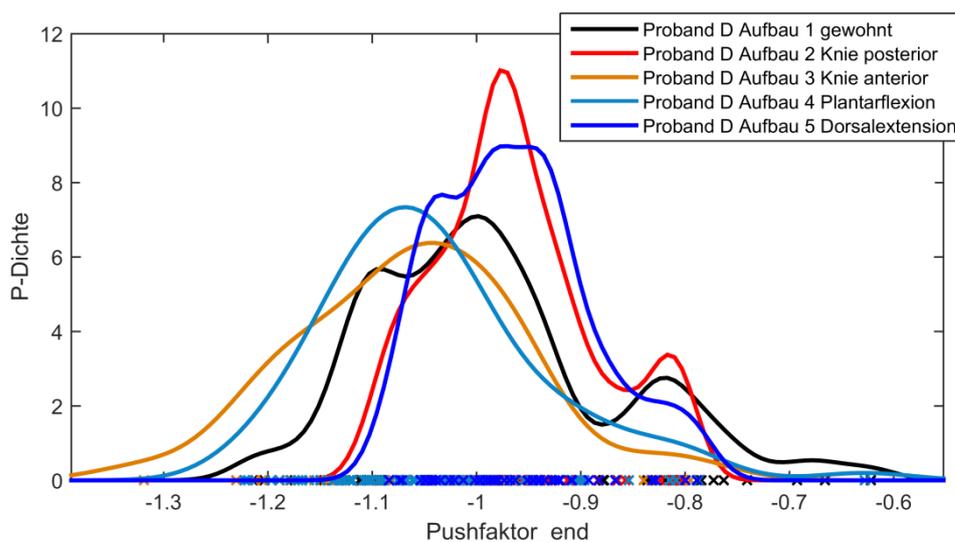


Abbildung 100 Studie 2, Proband D, Dichteverteilung des Parameters „Pushfaktor“ als Integral aus Vertikalkraft und Winkelgeschwindigkeit des Sprunggelenks in der Sagittalebene am Ende der Standphase

Die Einleitung der Kniebeugung in der Schwungphase auf der Prothesenseite wird beeinflusst durch das Zusammenspiel aus Stabilität im Kniegelenk und Energieabgabe des Prothesenfußes. Dadurch ergeben sich wiederum Effekte auf die notwendige aktive Arbeit von Stumpf- und Hüftmuskulatur am Ende der Standphase, die die Kniebeugung induziert. Neben den elastischen Eigenschaften des Prothesenfußes bestimmt die durch das Kniegelenk gesteuerte Widerstandsanpassung in der folgenden Schwungphase maßgeblich den maximalen Kniewinkel. Das Kniegelenk kann aber wie erwähnt nur einen passiven Beitrag zur Schwungphasenregelung leisten. Eine ausreichende Bodenfreiheit beim Durchschwingen wird besonders dann erreicht, wenn neben dem Ablauf eines

günstigen Bewegungsmusters auch die von der Vorfußfeder abgegebene Energie ausreichend ist, um den Prothesenunterschenkel zu beschleunigen. Weiterhin ist die Krafrichtung bei Energieabgabe entscheidend für die sichere Ausführung eines Schwungphasenzyklus. Der „Pushfaktor“ soll also die Fähigkeit des Prothesenfußes bemessen die Flexion in der Schwungphase zu unterstützen. In der Dichteverteilung in Abbildung 100 grenzen sich die einzelnen Aufbauvarianten nur geringfügig voneinander ab. Zwischen der Aufbauvariante mit Plantarflexion und Dorsalextension lässt sich eine Tendenz erkennen, die durch die vermehrte Vorspannung der Vorfußfeder bedingt ist. Generell ist jedoch von einer zu geringen Sensitivität des Kennwerts auszugehen, weshalb dieser Ansatz nicht weiter verfolgt wird.

4.3.4.6 Verteilung der Extrema des Sagittalmoments

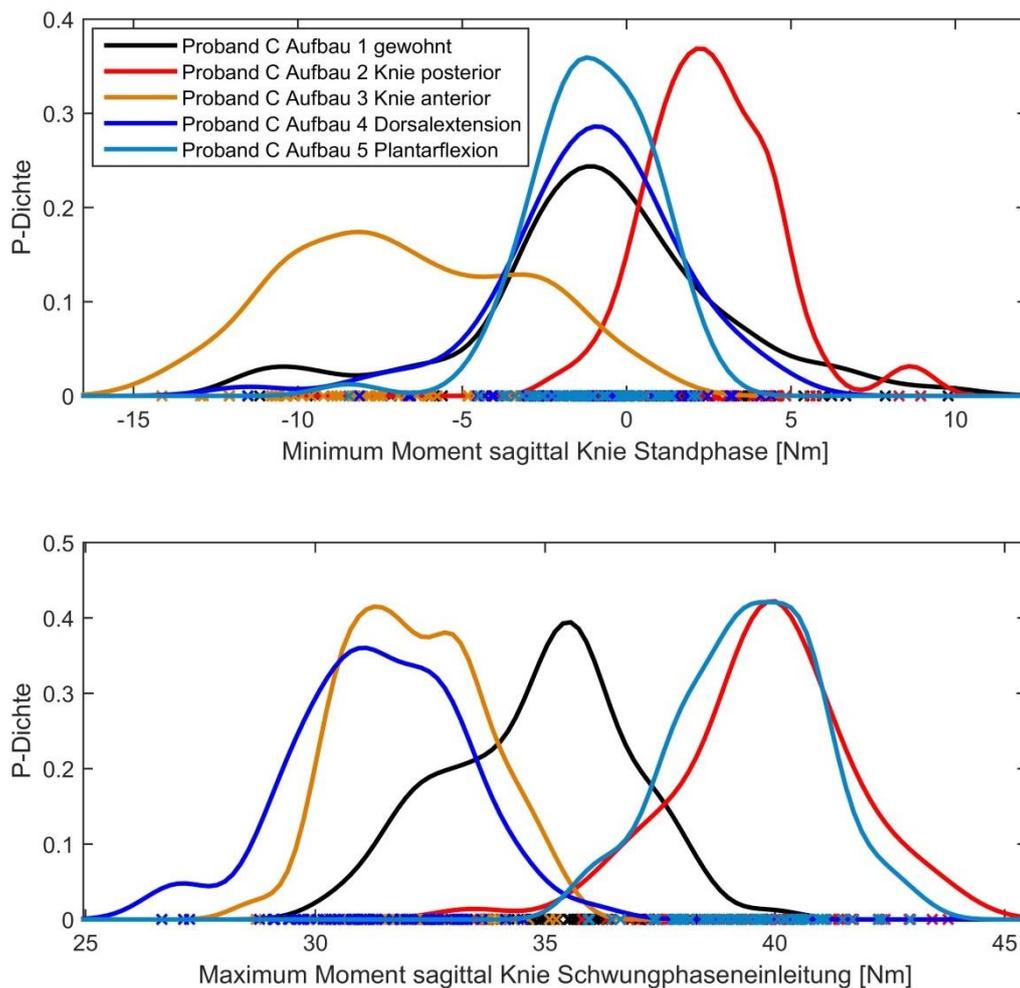


Abbildung 101 Verteilung der Extrema des Sagittalmoments (Wahrscheinlichkeitsdichtefunktion) bei verschiedenen Prothesenaufbauvarianten des Probanden D, oben: Minimum beim Auftreten, unten: Maximum beim Abstoßen, mobiles Messsystem

Die in Abbildung 101 gezeigten Wahrscheinlichkeitsdichtefunktionen der Minima und Maxima des Sagittalmoments für Proband D bestätigen das aus den Kurven ersichtliche Bild (Absatz 4.3.4.2). Die Verteilungen des Sagittalmomentenminimums beim Auftreten sind für den gewohnten Aufbau, die Dorsalextension und Plantarflexion fast deckungsgleich, da der Hebel am Hacken des Prothesenfußes sehr kurz ist. Ein deutlicher Einfluss zeigt sich bei Anpassung der Kniepolposition in anteriorer und

posteriorer Richtung. Beim Abstoßen unterschieden sich die Aufbauvarianten Dorsalextension und Knieposition anterior signifikant von den Varianten Plantarflexion und Knieposition posterior ($p < 0.001$). Die Aufbauvarianten Dorsalextension und Knieposition anterior vereinfachen das Abstoßen also, während bei Plantarflexion und Knieposition posterior erhöhte Sagittalmomente mit dem Stumpf überwunden werden müssen. Jedoch bestehen keine signifikanten Unterschiede zu dem dazwischenliegenden gewohnten Prothesenaufbau. Dies verdeutlicht die Schwierigkeiten Aufbauvariationen selbst bei Anpassungen mit großer Schrittweite anhand einzelner Parameter gegeneinander abzugrenzen. Nach der Diskussion der vorgestellten Ergebnisse werden deshalb verschiedene Parameter kombiniert, um mit Methoden des maschinellen Lernens eine alternative Unterscheidungsmöglichkeit zu prüfen.

4.3.5 Diskussion und Limitationen

In allen Studien konnten deutliche interindividuelle Unterschiede im Bewegungsmuster Gehen festgestellt werden. Die beschriebenen Differenzen im Bewegungsmuster sind im Versorgungsalltag jedoch häufiger anzutreffen und können somit selbst als stereotypisch angesehen werden. So wurde durch Wetz et al. eine Unterscheidung hinsichtlich des Vorhandenseins einer Standphasenflexion vorgenommen [111]. Die erste Gruppe nutzt die Standphasenflexionsfunktion, wobei sich wie bei Proband A und C deutliche Flexionsmomente in der ersten Standphasenhälfte zeigen. Die zweite Gruppe zeigt ein Bewegungsmuster mit deutlichen Extensionsmomenten in der Standphase, was dem Vortrieb dient und zum Beispiel bei Proband B sehr gut deutlich wurde. Verschiedene Oberkörperneigung können bei letzterem Muster dann noch graduelle Unterschiede verursachen. So waren zum Beispiel bei Proband G durch eine augenscheinlich starke Neigung in Progressionsrichtung deutlich erhöhte Extensionsmomente in der Standphase zu finden und deshalb keine Kompensationsbewegungen bei jedweder Variation der Knieachsenposition notwendig. Weiterhin konnte für Proband E ein hybrides Muster beschrieben werden, bei dem während des Auftretens deutliche Extensionsmomente feststellbar sind und dann eine verspätete Standphasenbeugung in der mittleren Standphase erfolgt. In der Vertikalkraft zeigte sich durch das Abfangen der Flexion ein dritter Höcker in der Kurve zwischen Auftreten und Abstoßen. Der Stoßdämpfungseffekt der Standphasenbeugung kann dabei nicht zum Tragen kommen, ein energetischer Vorteil durch die funktionelle Verkürzung der Prothese während der mittleren Standphase ist dennoch gegeben. Besonders bei Proband C, E und F wurde eine geringe Belastung der Prothese zu Beginn der Standphase durch eine starke medio-laterale Oberkörperdynamik deutlich. Ein sehr kurzer Stumpf mit geringer Steuerfähigkeit ist ursächlich bei Proband C. Für Proband E markiert der Effekt ein verbreitetes Problem beim Erlernen des Gehens mit Prothese und ist mit der erst wenige Jahre zurückliegenden Erstversorgung in Zusammenhang zu bringen. Die verminderte Belastung mit einem vergleichsweise langsamen Anstieg der Vertikalkraft beim Auftreten ist hier kennzeichnend und wurde ebenfalls bei Proband F festgestellt, der durch seinen körperlichen Allgemeinzustand im Alltag häufig gezwungen war eine Gehstütze zu nutzen. Das dadurch verminderte Vertrauen in das Hilfsmittel und der ungenügende Muskelstatus bedingen dann bei alleiniger Prothesennutzung die verminderte Belastung.

Die starken interindividuellen Unterschiede erschweren eine allgemeingültige Aussage zum Prothesenaufbauoptimum. Für die Variationen des Prothesenaufbaus wurden weiterhin große Schrittweiten gewählt um deutliche Effekte zu provozieren. Aufgrund des messtechnischen Aufwands und der resultierenden Probandenbelastung durch die langen Messungen war es nicht möglich zusätzlich Zwischenschritte zu untersuchen. Die festgestellten Kompensationsbewegungen, besonders bei anteriorer Knieverschiebung, scheinen beim Überschreiten einer individuell tolerierten

Flexionsneigung in der Standphase einzusetzen. Durch die große Schrittweite bei den Aufbauvariationen konnten diese Schwellen jedoch nicht hinreichend genau detektiert werden. In der folgenden Studie 3 mit dem mobilen Messsystem werden deshalb geringere Schrittweiten genutzt, bei größerer Anzahl an einzelnen Messungen. Generell lässt sich aus den Ergebnissen in Studie 2 eine deutliche Verbesserung gegenüber dem Studiendesign aus Studie 1 ablesen, da sich die einzelnen Aufbauvariationen klarer vom Referenzaufbau abgrenzen. Die einzelnen dynamischen Effekte aus der Knieachsenposition und der Flexionsstellung des Prothesenfußes konnten durch die isolierte Betrachtung gut herausgearbeitet werden. So verschiebt eine Anpassung der Plantarflexion den Zeitpunkt des Foot Flat erwartungsgemäß nach vorn und führt in der Folge zu einem höheren Extensionsmoment durch die Prominenz der Vorfußfeder. Die Dorsalextension hat einen gegenteiligen Effekt. Für die posteriore Kniepolverschiebung wurden über die gesamte Standphase erhöhte Extensionsmomente erwartet, für die anteriore Verschiebung entsprechend stärkere Flexionsmomente [82]. Jedoch konnte häufig eine Anpassung des Bewegungsmusters zur Kompensation der veränderten Sagittalmomente festgestellt werden. So wurde eine starke Flexionsneigung in der Standphase durch anteriore Kniepolverschiebung ausgeglichen, um die Streckung am Ende der Standphase sicherzustellen. Aber auch bei fehlender Standphasenflexion war dieser Mechanismus vorhanden, der wahrscheinlich einen individuellen Sicherheitsbereich für ungewollte Knieflexionen in der Standphase markiert. Dieser Mechanismus könnte mit der erhöhten Varianz des Bewegungsmusters Gehen im Alltag zusammenhängen (Absatz 4.2.1).

Aus den berechneten Gelenkwinkeln und Sagittalmomenten wurden die rotatorischen Leistungen in den jeweiligen Gelenken bestimmt. Mit den Kräften wurden die translatorischen Leistungen in Progressionsrichtung/Laufrichtung und vertikaler Richtung mit Hilfe der Gelenkpositionen berechnet. Die Kennwerte wurden mit Hilfe von Daten aus der stationären Ganganalyse entwickelt, da schon geringe Messfehler eine erhebliche Streuung durch Fehleraufschaltung bedingen. Eine Übertragung auf den Demonstrator ist deshalb nur teilweise möglich, da die Gelenkpositionen, die aus Inertialsensordaten gewonnen werden, Sensordrift bzw. eine geringere Genauigkeit als die Daten der stationären Ganganalyse aufweisen. Dies gilt besonders für die berechneten translatorischen Leistungen. Für die rotatorische Leistung der Vorfußfeder erscheint eine Umsetzung im mobilen Ganganalysesystem möglich. Mit den aus der Leistung abgeleiteten energetischen Kennwerten lassen sich zum Beispiel Aussagen zur Schwungphaseneinleitung treffen.

Beim Vergleich der beiden Kniegelenke Genium und C-Leg für Proband C wird eine generelle Problematik deutlich, die die derzeitige Praxis der statischen Bestimmung der optimalen Knieachsenposition anterior-posterior berührt [2]. Für beide Gelenke wird die Prothesenstatik so eingestellt, dass das Stehen über ein extendierendes Moment gesichert ist. Das Genium Kniegelenk stellt weiterhin eine Stehfunktion mit vollständiger Sperre der Flexion bereit, die beim Schwanken des Körpers über der Prothese die Flexionseinleitung verhindert. So lässt sich, trotz der leichten Vorflexion die eine Flexionseinleitung vereinfacht, ein entspanntes Stehen realisieren ohne die Knieachse weit in posteriorer Richtung verlagern zu müssen. Bei der verwendeten C-Leg Variante ist diese Funktion nicht vorhanden und weiterhin besteht keine Vorflexion. Eine Beugungseinleitung wird also durch den statisch stets sehr sicher zu wählenden Prothesenaufbau und durch die Totpunktproblematik erschwert. Entsprechend ist eine ausgeprägte Standphasenflexion nur bei geübten Läufern mit guter Stumpfkstitution zu finden. Die Standphasenbeugungsfunktion wurde beim Gehen nur von wenigen Probanden genutzt oder spielte sich erst in der mittleren Standphase ab. Es sei jedoch darauf hingewiesen, dass bestimmte Gangsituationen wie das Bewältigen von Hindernissen oder Treppen eine Standphasenbeugungsfunktion zwingend erfordern, wodurch sie für alle Patienten wichtig ist.

Die Anforderungen an die Ausgestaltung unterscheiden sich dabei vom Gehen auf ebenem Untergrund. Dennoch ist die Vorflexion und die Stehfunktion des genuum Kniegelenks sehr hoch zu bewerten. Denn prinzipiell müsste beim Prothesenaufbau nun nicht mehr nach statischen Gesichtspunkten optimiert werden, sondern es könnte aus der Dynamik beim Gehen die optimale Lage der Knieachse anterior-posterior bestimmt werden. Eine vermehrte Standphasenflexion, die sich stärker am Vorbild der kontralateralen Seite orientiert, erscheint damit für viele Patienten realisierbar und lässt auf ein natürlicheres Gangbild mit verbesserter Stoßdämpfung des Auftretens und verringerter Amplitude des Körperschwerpunkts hoffen. Natürlich ist dabei die extendierende Wirkung des Vorfußes entscheidend, da durch die fehlende Muskulatur keine aktive Bewegung in Streckung vor Schwungphaseneinleitung erfolgen kann. Hier könnten aktive Fußsysteme einen entscheidenden Beitrag leisten. In jedem Fall scheint aber eine messtechnische Bewertung der Dynamik sinnvoll, um das Zusammenspiel zwischen Flexionsstellung der Vorfußfeder und Knieachsenposition bewerten zu können. Die aktuellen messtechnischen Möglichkeiten der Prothesensysteme selbst können dazu bereits einen erheblichen Beitrag leisten. Kräfte und Momente werden damit jedoch nicht in allen Raumrichtungen erfasst. Die sehr wichtige Kinematik der kontralateralen Seite, der Hüfte und des Oberkörpers können damit ebenfalls nicht bewertet werden. Damit empfiehlt sich der Einsatz externer messtechnischer Lösungen in der Versorgung.

Die Bewertung umfangreicher Messdaten unter dem hohen Zeitdruck in der Versorgung stellt allerdings eine erhebliche Herausforderung dar. Aus den bisher erzielten Ergebnissen ließen sich keine allgemeingültigen Empfehlungen, zum Beispiel zur optimalen Lage der Knieachse in anterior-posteriorer Richtung, ableiten. Dennoch kann ein Vorgehen zur Erzielung eines möglichst dynamischen Gangbilds vorgeschlagen werden. Ausgehend von einem statisch sehr stabilen Zustand wird eine anteriore Verschiebung vorgenommen, bis durch aktive Stumpfarbeit des Probanden ein entgegenwirkendes Sagittalmoment generiert wird. Die starke Patientenabhängigkeit der tolerierten Flexionsneigung des Knies erfordert dabei jedoch ein kleinschrittiges und damit relativ zeitaufwändiges Vorgehen. Es wäre deshalb wünschenswert anhand größerer Probandenkollektive eine vorausschauende Einschätzung für ein wahrscheinliches individuelles Optimum zu erhalten. Die Einteilung der Probandenkollektive in Gruppen vor der eigentlichen Anwendung maschineller Lernalgorithmen könnte dabei wegweisend sein. Zunächst sollen hier jedoch die mit der vorhandenen Datenbasis und üblichen Klassifizierungsalgorithmen erzielten Ergebnisse vorgestellt werden.

4.4 Maschinelles Lernen zur Klassifikation des Prothesenaufbaus

Für die automatisierte Bewertung verschiedener Prothesenversorgungen wurden mit den Messdaten aus Studie 1 Verfahren des überwachten maschinellen Lernens untersucht. Zunächst war das Ziel, vier verschiedene Prothesenaufbauvarianten korrekt zu klassifizieren. Im Umkehrschluss sollte dann in der Expertensoftware eine Empfehlung für eine Anpassung am Prothesenaufbau vorgeschlagen werden, die ein verbessertes Gangbild ermöglicht. Wie in den vorgestellten Studienergebnissen anhand der Anpassungen in der Sagittalebene deutlich wurde, stellt jeder Patient individuelle Anforderungen an seinen Prothesenaufbau. Nur mit einer sehr umfangreichen Datenbasis kann eine Reduktion der interindividuellen Unterschiede erfolgen. Zum Beispiel könnte dazu wiederum mit maschinellen Lernalgorithmen eine Gruppeneinteilung vor der eigentlichen Optimierung vorgenommen werden. Einige typische Gangbildvarianten für eine solche Untergliederung konnten in den bisherigen Ergebnissen skizziert werden. Da die Datenbasis der Studien jedoch keine ausreichende Menge an Testdaten dafür bereithält, wurden zunächst die in der Feldstudie validierten Normierungsmethoden zur Reduktion der interindividuellen Differenzen genutzt. Die darauf folgende Klassifikation der Aufbauvarianten anhand ausgewählter Gangparameter kann entsprechend nur die Machbarkeit einer

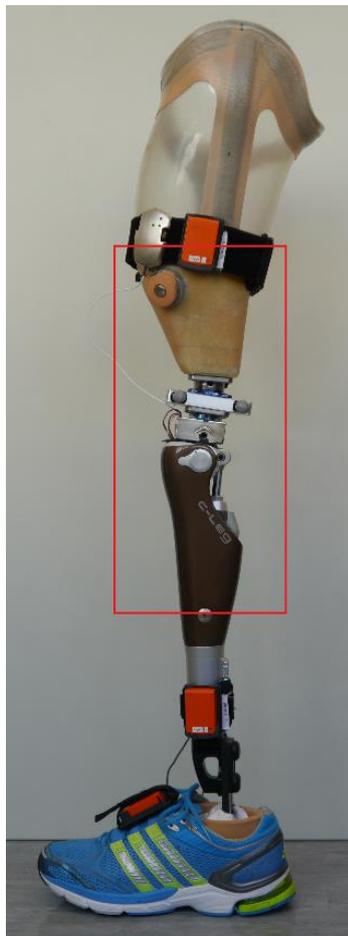
automatischen Optimierung beweisen. Dennoch wurde neben der stratifizierten Kreuzvalidierung, die die Daten aller Probanden zum Training des Algorithmus nutzt, auch eine leave-one-out Validierung durchgeführt, bei der die Daten des getesteten Probanden dem Algorithmus nicht zum Training zur Verfügung stehen.

4.4.1 Methode

Als Datenbasis dienen die Daten der Studie 1, da hier die meisten Probanden vermessen wurden (Tabelle 27). Aus den Messdaten wurden für jeden Schritt 85 Gangparameter ermittelt, die dann als Trainings- und Testdaten verwendet werden. Mit den Trainingsdaten wird der Algorithmus für die Klassifizierung trainiert, die Testdaten werden dabei ausgespart und dienen im Anschluss zur Validierung.

Tabelle 27 Übersicht zu den für die Klassifizierung verwendeten Daten

Aufbauvariation		Schritte
-	Ist-Aufbau	404
	Bench-Aufbau	373
	Kniepol anterior	339
	Kniepol posterior	368
Gesamt		1484



Zur Vermeidung einer Überanpassung des Modells wurde die Zahl der betrachteten Parameter verringert (Feature-Selection). Auf Basis der Trainingsdaten wurde dazu mit verschiedenen Methoden eine Teilmenge von Parametern (Features) mit relevanten Informationen für die Vorhersage der Klassenzugehörigkeit selektiert (siehe Tabelle 28). Da die biomechanischen Parameter unter anderem von Körpergewicht und Körpergröße des Probanden sowie der Ganggeschwindigkeit abhängig sind, wurden auch normierte Gangparameter herangezogen. Die Normierung der Kräfte und Momente erfolgte dabei als Offset-Normierung [112]. Der Offset ist dabei der Ordinatenabschnitt einer

Regressionsgrade aus der linearen Regressionsanalyse zwischen dem jeweiligen Parameter und dem Produkt aus Gewicht m_p und Ganggeschwindigkeit v .

$$Parameter_{norm} = \frac{Parameter - Offset}{m_p \cdot v} \quad (15.1)$$

Tabelle 28 Methoden zur Variablenselektion

Signifikanzermittlung der Variablen auf Basis von T-Tests für jeden Aufbau vs. alle anderen Aufbauvarianten (Filter-Methode)	Wenn der T-Test ergibt, dass die Aufbauvarianten nicht aus der gleichen Grundgesamtheit stammen, wird die Variable als wichtig für die Klassifizierung bewertet.
Single Variable Classifier (Filter-Methode)	Auf Basis der linearen Diskriminanzanalyse werden jene Variablen ausgewählt, die eine höhere Genauigkeit als eine (normalverteilte) Zufallsvariable haben.
Fisher Score (Filter-Methode)	Basierend auf dem Fischer Kriterium wird das Feature-Subset so gewählt, dass die Distanzen zwischen Datenpunkten verschiedener Klassen maximal und innerhalb der gleichen Klasse minimal sind.
Mutual Information (Filter-Methode)	Es werden die Features ausgewählt, die einen stärkeren statistischen Zusammenhang zur Klassenvariable als eine (normalverteilte) Zufallsvariable haben.
Random Forest Feature Selection (Filter-Methode)	Die Relevanz der Features wird auf Grundlage der Random Forest Methode quantifiziert, indem berechnet wird, wie sich die Qualität der Klassifizierung verschlechtert, wenn die Ausprägungen einer Variable zufällig permutiert werden.
Sequential Forward-or-Backward Selection (Wrapper-Methode)	Bei der Forward Feature Selection werden zu einem zunächst leeren Set schrittweise die Variablen zum Feature-Subset hinzugefügt, die das Modell am stärksten verbessern. Bei der Backward Elimination besteht das Modell initial aus allen Variablen und wird schrittweise reduziert, bis das Gütekriterium ein lokales Optimum hat.

Nun kann mit verschiedenen Lernalgorithmen eine Funktion zur erfolgreichen Klassifizierung der Trainingsdaten ermittelt werden. Diese wird dann zum Prädiktionsalgorithmus für die Testdaten und ordnet sie den einzelnen Aufbauvariationen zu. Bei der binären Klassifizierung wird die Zugehörigkeit eines Schrittes zu einer Aufbauvariante mit ja/nein bewertet, wodurch auch mehrere oder keine Zuordnungen denkbar sind. Hier wurde die gängige Methode Support Vector Machine eingesetzt, bei der über alle Features eine separierende Hyperebene gesucht wird, die zu Daten in den zu trennenden Klassen den größtmöglichen Abstand hat. Soll jeder Datensatz genau einer Klasse zugeordnet werden, können die Bagging-Methode Random Forest sowie die Boosting-Methoden AdaBoostM2 und RUSBoost eingesetzt werden, die in ihren Grundzügen an einen CART-Algorithmus erinnern. Bei Random Forest werden aus dem Trainingsdatenset mehrere zufällige Trainingssets erstellt. Für jedes der neu erstellten Trainingssets wird ein Klassifikator trainiert. Dafür wird eine große Anzahl an Entscheidungsbäumen mit gleicher Struktur erstellt. Die Features werden zufällig ausgewählt und sind für jeden Baum unterschiedlich. Als vorhergesagte Klasse wird jene ausgewählt, für die sich die Mehrheit der trainierten Klassifikatoren entscheidet („Bagging“ von „Bootstrap Agregating“). Bei AdaBoostM2/RUSBoost wird ein kurzer Entscheidungsbaum, ein eigentlich schwacher Lernalgorithmus, mehrfach wiederholt. Dabei werden korrekte Klassifizierungen in den nachfolgenden

Lernschritten weniger intensiv betrachtet, wohingegen falsche Klassifizierungen intensiver trainiert werden. Durch die gewichtete Kombination der Entscheidungsbäume („Boosting“) entsteht wieder ein starker Algorithmus, der bei RUSBoost die zusätzliche Einschränkung aufweist, dass von jeder Klasse die gleiche Anzahl an Datensätzen zum Training verwendet wird. Die genannten Machine Learning Methoden sind in [97, 113, 114, 115] beschrieben.

Die Ergebnisse der Klassifizierung werden in einer Confusion Matrix dargestellt. Diese beinhaltet die Anzahl der durch den Algorithmus zu einem Aufbau zugeordneten Schritte sowie die tatsächliche Klassenzugehörigkeit, woraus sich verschiedene Gütemaße ermitteln lassen (siehe Tabelle 29).

Tabelle 29 Gütemaße zur Beurteilung der Klassifizierungsalgorithmen (TP=true positive, FP=false positive, TN=true negative, FN=false negative)

Sensitivität [0,1]	$TP/(TP+FN)$ (positiv erkannte / wirklich positive)
Spezifität [0,1]	$TN/(TN+FP)$
Genauigkeit [0,1] (Grad der Übereinstimmung zwischen vorhergesagtem und wahren Wert)	$(TP+TN)/(TP+TN+FP+FN)$
Youden-Index [-1,1] (gibt die Verbesserung gegenüber zufälliger Klassifizierung an, wird für jede Klasse einzeln berechnet)	Sensitivität + Spezifität – 1 (für eine Verbesserung gegenüber dem Zufall: Youden-Index > 0)

4.4.2 Ergebnisse

Zuerst wurden die gesamten Daten nach dem Prinzip der stratifizierten Kreuzvalidierung in fünf Teilmengen gegliedert, die eine annähernd gleiche Verteilung in jedem Parameter aufweisen. Eine der Teilmengen wurde als Testdatensatz genutzt, die vier verbleibenden Teilmengen wurden den Trainingsdaten zugeordnet. Danach wechselte der Testdatensatz. Für einen Vergleich der Klassifizierungsalgorithmen wurden die Gütemaße der fünf Durchläufe gemittelt. Es zeigt sich, dass bei stratifizierter Kreuzvalidierung die Testdaten mit einer sehr hohen Genauigkeit von $>0,98 \pm 0,01$ der richtigen Klasse zugeordnet werden können. Diese wurde bei mehreren Kombinationen von Variablenselektions- und Klassifizierungsmethoden erreicht (Tabelle 30). Der Youden-Index ist mit Werten $>0,97 \pm 0,03$ ebenfalls sehr hoch. Eine vorherige Variablenselektion hat keinen großen Einfluss auf die Güte der Klassifizierungsmethode. Bei Anwendung der Boosting-Algorithmen AdaBoostM2 sowie RUSBoost wurde eine deutlich niedrigere Genauigkeit von 0,39 bis 0,55 erreicht. Der Youden-Index lag zwischen $0,18 \pm 0,12$ und $0,39 \pm 0,22$.

Tabelle 30 Kombinationen von Variablenselektions- und Klassifizierungsmethoden bei stratifizierter Kreuzvalidierung und deutlicher Überanpassung des Modells

Methode Variablenselektion	Methode Klassifizierung	Genauigkeit	Youden-Index
keine	Support Vector Machine	0,99	0,99
Signifikanzermittlung auf Basis von T-Tests	Support Vector Machine	0,99	0,97
keine	Random Forest (80 Bäume)	0,99	0,98
Random Forest Feature Selection	Random Forest (80 Bäume)	0,98	0,98
Signifikanzermittlung auf Basis von T-Tests	Random Forest (80 Bäume)	0,98	0,97
Sequential Foreward Feature Selection	Random Forest (80 Bäume)	0,98	0,97

Die hohen Genauigkeiten bei der Zuordnung lassen auf eine Überanpassung der Klassifizierungsalgorithmen schließen, die durch die gleiche Verteilung der Werte im Trainings und

Tesdatensatz bedingt sein kann. In der realen Anwendung ist der Proband dem System zunächst unbekannt, weshalb nun eine leave-one-out Kreuzvalidierung genutzt wird, bei der die Daten eines Probanden die Testdaten und die der anderen Probanden die Trainingsdaten bilden. Für die sieben Probanden ergeben sich durch den Wechsel der Testdaten sieben Durchläufe, für die die Gütemaße gemittelt wurden. Bei leave-one-out Validierung ist die Güte der Klassifizierungsmethode Random Forest mit einer Genauigkeit von $0,25 \pm 0,04$ vergleichbar mit zufälliger Einordnung. RUSBoost in Kombination mit der Sequential Forward Feature Selection erzielt eine höhere Genauigkeit von $0,36 \pm 0,15$ und einen Youden-Index von $0,074 \pm 0,097$. Support Vector Machine ohne Variablenselektion erreicht die höchste Genauigkeit von $0,39 \pm 0,17$ mit Youden-Index von $0,16 \pm 0,19$.

4.4.3 Diskussion

Bei der stratifizierten Kreuzvalidierung haben sich zwei Algorithmen als gut geeignet für das Klassifizierungsproblem erwiesen. Die sehr hohe Genauigkeit in der Klassenzuordnung sowie eine niedrige Standardabweichung des Youden-Index deuten darauf hin, dass die Wiederholgenauigkeit des Gangbildes eines Probanden bei einem bestimmten Aufbau sehr hoch ist. Entsprechend ist eine Überanpassung der Algorithmen wahrscheinlich.

Bei der leave-one-out Kreuzvalidierung werden keine vergleichbaren Genauigkeiten erreicht und es zeigt sich entsprechend eine hohe Standardabweichung in der Genauigkeit über die verschiedenen Testdaten. Für einige Testdaten besteht kein Vorteil gegenüber zufälliger Klassifizierung. Die ebenfalls hohe Standardabweichung im Youden-Index zeigt weiterhin, dass die Klassifizierungsgüte nicht für alle Klassen einheitlich ist. Die Testdaten sind nicht repräsentativ für die Trainingsdaten, da sich die individuellen Besonderheiten im Gangbild stärker auf die Gangparameter auswirken als die Variationen im Prothesenaufbau. Da für eine gute Aufbauempfehlung eine sehr hohe Zuverlässigkeit unerlässlich ist, müssen der Probandeneinfluss und die interindividuellen Unterschiede reduziert werden. Dies wurde über verschiedene Normierungsstrategien mit Hilfe der Daten aus der Feldstudie Mobilitätsuntersuchungen an Oberschenkelamputierten untersucht. Die ausgewählte Offset-Normierung hat jedoch nur zu einer Verbesserung von maximal 6% in der Genauigkeit der Klassifizierung geführt.

Eine der Klassifizierung vorangestellte Variablenselektion ist nicht unbedingt notwendig und führte teilweise zu einer Verringerung der Genauigkeit. Eine Einsparung von Rechenzeit durch die verringerte Anzahl betrachteter Gangparameter ist im Vergleich zur aufwändigen Berechnung der zeitkontinuierlichen Daten weniger relevant. In folgenden Untersuchungen sollte dennoch geprüft werden, ob eine Ableitung von zusätzlichen Merkmalen aus den Messdaten (sog. Feature Extraction) Vorteile mit sich bringt. Neben der zweckmäßigen Zusammenfassung von Gangparametern kann auch eine erhöhte Genauigkeit bei der Klassifizierung erreicht werden, sofern Funktionen zur Kombination verwendet werden, die durch den Klassifikationsalgorithmus selbst nicht abbildbar sind.

In Zukunft sollten weitere probandenbezogene Parameter in die Klassifikation einbezogen werden, wie der Mobilitätsgrad oder die Stumpfleistungsfähigkeit. Diese können zusammen mit den beschriebenen Parametern als Basis für eine Unterteilung des Patientenkollektivs selbst mit Methoden des maschinellen Lernens dienen, die der eigentlichen Klassifizierung in Aufbauvarianten voraus geht. So könnten unter anderem die in Studie 1 und Studie 2 beschriebenen typischen Bewegungsmuster abgebildet werden. Innerhalb solcher Gruppen ist durch die geringere Varianz eine Vorhersage eines Optimums des Prothesenaufbaus eher möglich. Da in den aktuellen Untersuchungen nicht genügend Trainingsdaten zur Verfügung standen, konnte diese Methode bisher nicht eruiert werden. Aber auch

für die beschriebenen Methoden wäre ein größeres Probandenkollektiv wünschenswert. In der folgenden Studie mit dem mobilen Messsystem lag deshalb ein wichtiger Fokus auf der Verringerung des messtechnischen Aufwands. So konnte ein Studienprotokoll erarbeitet werden, das eine erheblich größere Anzahl an Aufbauvarianten pro Messtag abdeckt. Falls auch mit einer größeren Datenbasis keine Fortschritte erzielt werden, wäre es noch denkbar alternative Ansätze auf ihre Klassifizierungsleistung zu prüfen. Dabei könnte auf die zeitkontinuierlichen Signale zurückgegriffen werden, die weit mehr Informationen bereitstellen als die punktuell bestimmten Gangparameter. Gute Erfahrungen mit periodischen Signalen wurden zum Beispiel für Wavelet-Analyse-Methoden mit nachgeschalteten Deep-Neural-Networks beschrieben [103].

Die Ergebnisse wurden in ähnlicher Form auf der Tagung „Trends in Neuroergonomics“ vorgestellt [116].

4.5 Studie 3 mit mobilem Messsystem

Die Entwicklung des prototypischen mobilen Ganganalysesystems sollte mit einer Probandenstudie abgeschlossen werden, die sich am geplanten Einsatz des Systems im Sanitätshaus orientiert. Es wurde dementsprechend auf die parallele Messung mit einem stationären Ganganalysesystem verzichtet. Die Untersuchung fand in den Räumlichkeiten des Forschungspartners SanAktiv, die auch für die Prothesenanpassungen bei Patienten genutzt werden, statt. Dort standen eine 18 m lange Laufbahn, eine Rampe mit angeschlossener Treppe, ein Stützbarren, unebene Untergründe, ein LASAR Posture Messplatz und verschiedene Videodokumentationsmöglichkeiten zur Verfügung. Trotz der realistischen Bedingungen lag der Fokus der Untersuchung nicht auf der Optimierung eines Prothesenaufbaus, sondern auf dem Sammeln umfangreicher Messdaten. Eine verringerte Schrittweite bei der Prothesenvariation stellt dabei eine bessere Auflösung gegenüber den vorangegangenen Studien sicher. Weiterhin sollte die generelle Machbarkeit einer umfangreichen Studie mit dem mobilen System zur Gewinnung von Datensätzen zu Prothesenaufbauvarianten gezeigt werden.

4.5.1 Material und Methode

Für die Messungen wurde das prototypische mobile Ganganalysesystem aus Inertialsensoren, einem Oktapod Kraft/Momentensensor zum Einbau in die Prothese und einer Druckmesssohle auf der kontralateralen Seite genutzt. Im Fokus der Untersuchungen standen Variationen der Knie- und Fußposition in anteriorer-posteriorer und medio-lateraler Richtung. Die Variationen wurden randomisiert und halb-verblindet durchgeführt. Pro Messtag, der rund 6 h Messzeit umfasste, wurden über 31 Aufbauvariationen pro Proband vorgenommen und untersucht. Das entspricht einem erheblichen Zugewinn gegenüber den maximal 5 Aufbauvariationen pro Messtag bei rund 8h Messzeit in den vorhergehenden Studien, durch den erhöhten messtechnischen Aufwand der stationären Ganganalyse. Für einzelne Prothesenaufbauvarianten wurden mehrfach Messdaten aufgenommen, um die Gewöhnung bzw. Erschöpfung des Probanden über den Tagesverlauf besser beurteilen zu können. Nach Prüfung des Studiendesigns und der Dokumente für die Patientenaufklärung gab die Ethik-Kommission des Instituts für Psychologie und Arbeitswissenschaft der TU Berlin mit Zeichen KR_01_20150323 am 03.06.2015 eine positive Stellungnahme ab.

Die Messungen wurden in den Räumlichkeiten des Sanitätshauses SanAktiv durchgeführt, aus dessen Kundenstamm die Probanden akquiriert wurden. Drei einseitig auf Oberschenkelhöhe beinamputierte Probanden entsprachen den Einschlusskriterien und nahmen an der Studie teil (siehe Tabelle 31). Wichtige Kriterien waren wiederum die Fähigkeit zum sicheren Gehen ohne Gehhilfen und das

Vorhandensein des notwendigen Bauraums in der Prothese zum Einbau von Verschiebeadaptern und Kraft- und Momentensensor. Durch mehrfache Unterbrechungen der Studie aufgrund von Ausfällen einzelner Messsystemteile war es nicht möglich weitere Probanden einzuschließen. Durch den Fokus auf der Machbarkeit von ganganalytischen Studien außerhalb spezialisierter Ganglabore war die geringe Probandenanzahl dennoch akzeptabel.

Tabelle 31 Übersicht Probanden

Proband	H	J	K
Alter [Jahre]	42	50	64
Geschlecht	m	m	m
Körpergröße [cm]	169	176	174
Gewicht [kg]	72	90	55
Stumpflänge [cm]	22	26	21
Mobilitätsgrad	3-4	3	4
Amputationsgrund	Trauma	PAVK	Trauma
Prothese seit [Jahr]	1987	2016	1972
Prothesenknie nativ	C-Leg 3	C-Leg 3	Rheo XC
Prothesenfuß nativ	Triton	Triton	Proflex XC

Für die Messungen nutzten die Probanden ihre Alltagsprothese mit dem gewohnten Schaft in sitzbeinumgreifendem Design. Die aktuelle Versorgung wurde wieder mit möglichst geringen Abweichungen zur Originalgeometrie reproduziert und gegebenenfalls wurde eine Kopie des aktuellen Prothesenschafts erstellt, um den notwendigen Bauraum oberhalb des Kniegelenks für die Integration des mobilen Messsystems mit Verschiebeadapter zu schaffen.

Aufbauvariationen Vorgehen

1. Messsystem und Verschiebeadapter einbauen, Ist-Aufbau Wiederherstellen
2. Vermessung des Aufbaus
 - a. LASAR Assembly
 - b. LASAR Posture
3. Durchführung der Messung ←
4. Randomisierte, einfach-verblindete Aufbauvariation —

Durch den Verzicht auf die stationäre Messtechnik und das aufwändige statische Vermessen jedes Aufbaus auf dem LASAR Posture konnten die mehr als 31 Aufbauvarianten an einem Messtag untersucht werden. Nur initial fand eine Vermessung des gewohnten Prothesenaufbaus mit Hilfe des LASAR Assembly statt. Nach Einbau des Verschiebeadapter und des Kraft- und Momentensensors in die Prothese wurde die Statik des gewohnten Aufbaus auf dem LASAR Assembly wiederhergestellt und es erfolgte eine weitere Vermessung des Aufbaus mit dem LASAR Posture. Nun gingen die Probanden zwei Laufbahnen mit selbstgewählter Geschwindigkeit. Um die Frage nach einem Prothesenaufbauoptimum besser beantworten zu können, wurden mehrere Zwischenstufen zu einzelnen Aufbauvariationen sowie Kombinationen von Aufbauvariationen betrachtet. Die Aufbauvariationen wurden dabei zu Clustern zusammengefasst, innerhalb derer eine Randomisierung erfolgte. Nach der Referenzmessung wurde ein Los aus dem Pool eines der Aufbaucuster A-C gezogen (Tabelle 32). Der Orthopädietechniker veränderte daraufhin den Prothesenaufbau nach den Angaben auf dem Los ohne Rückmeldung an den Probanden. Der Proband absolvierte dann wieder zwei Laufbahnen mit selbstgewählter Geschwindigkeit. Falls der Proband Unsicherheiten mit dem Prothesenaufbau mitteilte, wurde der Vorgang wiederholt, um ein gleichmäßiges Gangbild auf der

Strecke zu erhalten. Danach wurde eine neue Aufbauvariation aus dem Aufbaucluster gezogen und genauso verfahren. Waren alle Aufbauvariationen eines Clusters absolviert, wurde zum nächsten Cluster übergegangen. Der gewohnte Aufbau wurde dabei mehrfach bestimmt, um Ermüdungseffekte zu detektieren. Bei der anterior-posterioren Kniepolverschiebung kamen ein Verschiebeadapter oberhalb des Kniegelenks und ein Verschiebeadapter unterhalb des Kniegelenks zum Einsatz. So konnte die Fußposition beibehalten werden während die Kniepolposition verändert wurde. Bei der medio-lateralen Verschiebung wurde nur der obere Verschiebeadapter angepasst. Aus statischer Sicht entspricht die medio-laterale Aufbauvariation damit einer Änderung der medio-lateralen Fußposition, da sich die Kniegelenksposition in Achsrichtung ändert und dabei die funktionellen Eigenschaften erhalten bleiben. Für die Dynamik in der Schwungphase ist allerdings durch den veränderten Massenschwerpunkt der Prothese ein geringer Effekt möglich.

Tabelle 32 Vermessene Aufbauvarianten, Kniepolposition anterior-posterior und Knie- und Fußposition medio-lateral, Cluster A bis C für die Randomisierung, gewohnter Aufbau (Ist) mehrfach vermessen

		anterior			ist	posterior		
		9 mm	6 mm	3 mm	0 mm	-3 mm	-6 mm	-9 mm
medial	-9 mm	C			B			C
	-6 mm		C		B		C	
	-3 mm			C	B	C		
ist	0 mm	A	A	A	ABC	A	A	A
lateral	3 mm			C	B	C		
	6 mm		C		B		C	
	9 mm	C			B			C

Aufgrund der erhöhten Anforderungen durch die Einschlusskriterien der vorausgegangen Studien, standen bisher nicht genügend Messdaten zu typischen Gehfehlern transfemorale Amputierter zur Verfügung. Mit dem Probanden K wurde deshalb neben dem üblichen Protokoll an einem gesonderten Messtag eine Simulation einiger häufiger Gehfehler durchgeführt. Ausgehend vom gewohnten Prothesenaufbau wurde wieder eine Referenzmessung aufgenommen, bei der zwei Laufbahnen absolviert wurden. Danach erfolgte die Anweisung an den Probanden ein bestimmtes Bewegungsmuster auf der Laufbahn auszuführen. Falls notwendig erfolgten weitere Anweisungen um das Bewegungsmuster dem jeweils typischen Bild anzupassen. Zuletzt wurde die Messung durchgeführt, bei der zwei bis drei Laufbahnen absolviert wurden. Der Vorgang wurde wiederholt bis die folgenden Muster abgedeckt waren: Vaulting, Duchenne-Trendelenburg Gang und Zirkumduktion.

Die Anbringung des mobilen Ganganalysesystems am Probanden ist in Abbildung 102 gezeigt. Um den Einfluss der Weichteilbewegungen zu minimieren, wurden neben speziell gefertigten Gurten, elastische Sportbekleidung mit aufgenähten Sensorhalterungen verwendet. Das System erfasst wieder die Bewegungen der Körpersegmente Fuß links/rechts, Unterschenkel l/r, Oberschenkel l/r, Becken und Oberkörper mit je einem drahtlosen Inertialsensor. Weiterhin werden die auf die Prothese wirkenden Kräfte und Momente in allen Raumrichtungen und die Druckbelastung auf verschiedene Bereichen des kontralateralen Fußes erfasst.

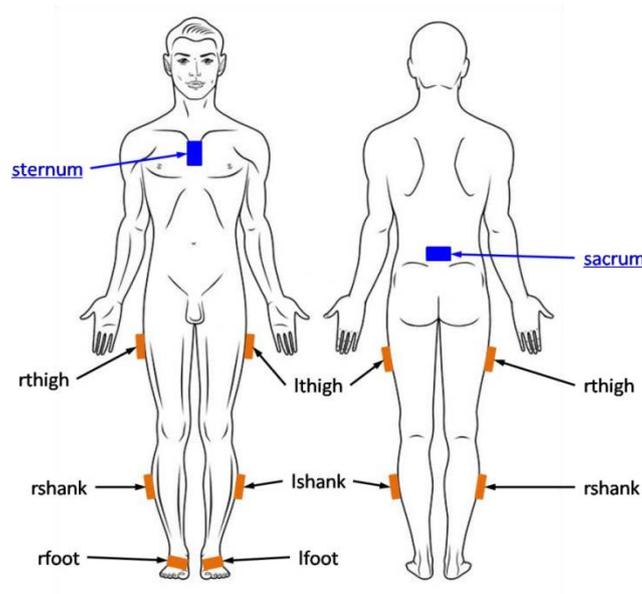


Abbildung 102 Positionen der Inertialsensoren

Neben der Betrachtung der kinetischen Daten aus Kraft-/Momentensensor und Druckmesssohle wurden die Gelenkwinkel der unteren Extremitäten sowie die Bewegung des Beckens und Oberkörpers untersucht. Ab Seite 44 ist die Datenverarbeitung im mobilen Messsystem ausführlich dargestellt, bei der die Hüft-, Knie- und Sprunggelenke als Scharnier- oder Kugelgelenke approximiert wurden. In der weiteren Datenverarbeitung erfolgt eine automatische Schrittdetektion um die Datenströme in einzelne Schritte zu unterteilen. Dazu werden die Vertikalkräfte in der Prothese sowie die Accelerometerdaten der Inertialsensoren an den Füßen genutzt. Ein automatischer Filter eliminiert Abbrems- und Beschleunigungsvorgänge anhand von Ähnlichkeiten zwischen den aufgenommen Kurven aus dem Datensatz. Aus den verbleibenden Schritten werden biomechanische Parameter extrahiert. Ein Dynamic-Time-Warping-Algorithmus [39] fasst die Kurven zusammen. Die resultierenden mittleren Kurven dienen in erster Linie der Veranschaulichung der Messdaten, während die biomechanischen Parameter statistisch verarbeitet werden. Wieder wurden Methoden des maschinellen Lernens zur retrospektiven Klassifikation der Prothesenaufbauvarianten angewandt. Für ausführlichere Darstellungen sei auf Kapitel 3 verwiesen.

4.5.2 Ergebnisse

4.5.2.1 Intraindividuelle Effekte

Durch die gewählte Randomisierung der Aufbauvarianten wurde eine vergleichsweise hohe intraindividuelle Variabilität innerhalb eines Messtages erkennbar. Anhand der wiederholten Messungen mit dem gewohnten Aufbau kann die Gewöhnung bzw. Erschöpfung über den Tagesverlauf bewertet werden. In Abbildung 103 links zeigen zu Beginn der Messung Ist-Aufbau Nr. A2, A3 und A7 ein geringeres erstes Vertikalkraftmaximum als der in der Mitte des Messtags untersuchte Ist-Aufbau A20 und der zum Ende gemessene A41. Dieselbe Gruppierung stellt sich in der medio-lateralen Kraftkurve dar. Dort finden sich während der gesamten Standphase verringerte Horizontalkräfte bei A20 und A41. Bereits A7 zeigt eine kleine Tendenz in diese Richtung. Eine veränderte Spurbreite, Schrittlänge oder Ganggeschwindigkeit sind hier wahrscheinlich ursächlich, da auch ein veränderter Impuls beim Abfangen am ersten Vertikalkraftmaximum festgestellt werden kann. Für die weiteren Probanden stellte sich ein ähnlich dynamischer Verlauf der Erschöpfung über

den Tagesverlauf dar. Dabei muss nicht zwingend von einer Erschöpfungserscheinung ausgegangen werden. Gerade die höhere Dynamik beim Abfangen und die mit einer verringerten medio-lateralen Kraft assoziierte verringerte Spurbreite (Abbildung 103 rechts) sprechen für einen Gewöhnungs- beziehungsweise Trainingseffekt bezüglich der Messsituation. Aufgrund der erheblichen Länge der Messung sollte jedoch auch von einer gewissen Erschöpfung ausgegangen werden. Insgesamt lässt sich festhalten, dass ein Vergleich von Aufbauvarianten in zeitlicher Nähe zueinander erfolgen sollte. Die Variation der verschiedenen Freiheitsgrade der Prothese erfolgte deshalb in randomisierten Blöcken. Die Ergebnisse aus den einzelnen Blöcken sind im Folgenden dargestellt.

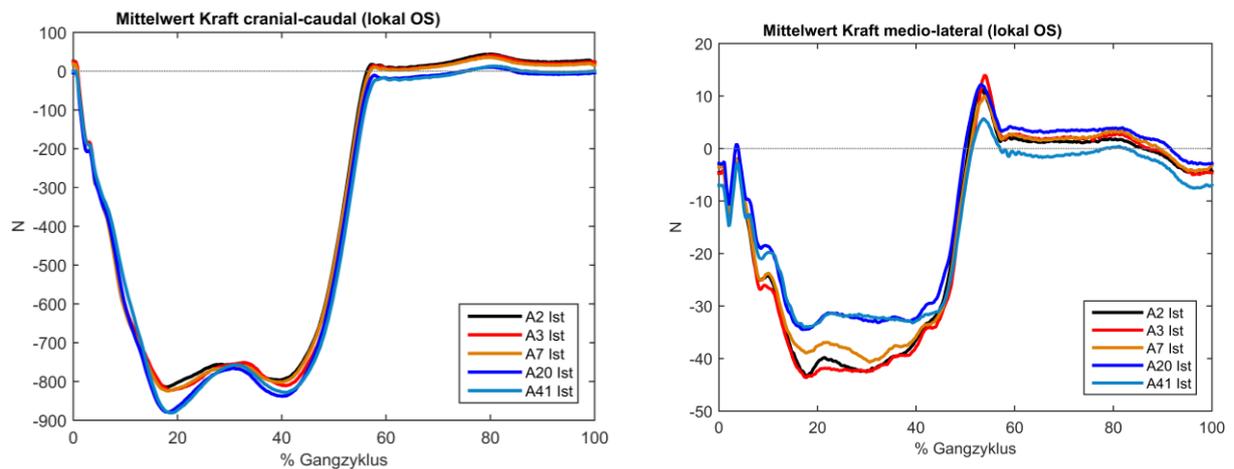


Abbildung 103 Studie 3, Proband J, Intraindividuelle Variabilität gewohnter Aufbau (Ist-Aufbau) über den Messtag, links: Kraft cranial-caudal im lokalen Oberschenkelkoordinatensystem, rechts: Kraft medio-lateral im lokalen Oberschenkelkoordinatensystem

4.5.2.2 Effekte aus Aufbauvariationen

4.5.2.2.1 Kniepol anterior-posterior

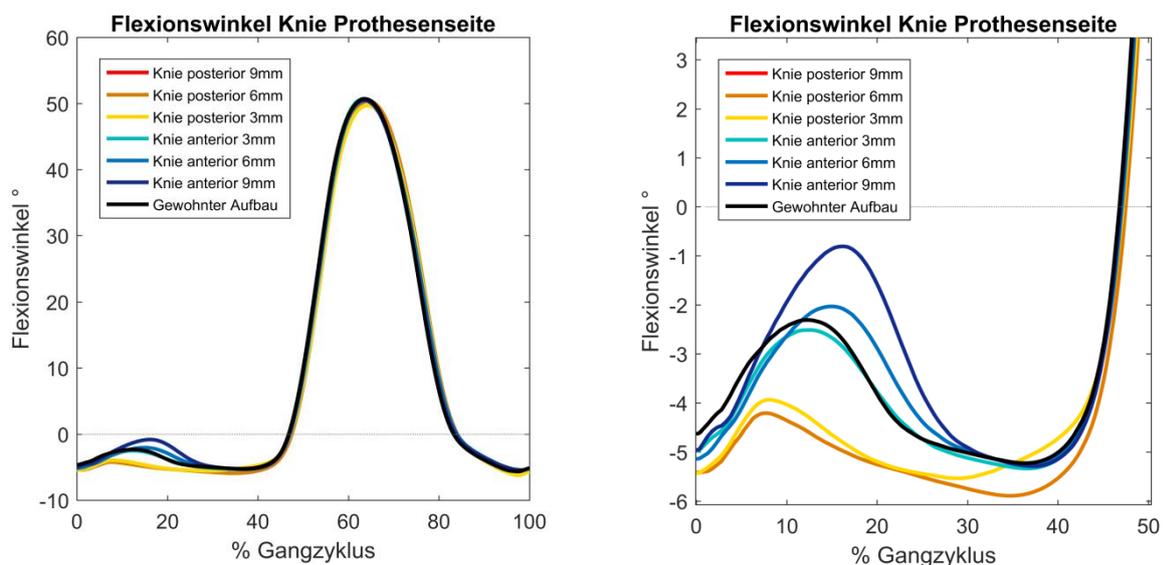


Abbildung 104 Studie 3, Proband J, Knieflexionswinkel Prothesenseite bei verschiedenen anterior-posterioren Kniepolpositionen, links: gesamter Schritt, rechts: Standphase

Ausfälle einzelner Messsystemteile des prototypischen Systems erschwerten die Untersuchungen, führten jedoch nur vereinzelt und bei wenigen Aufbauvarianten zu unbrauchbaren Messdaten. So war zum Beispiel in der Messung für Proband H die Knieverschiebung posterior 9 mm nicht nutzbar (Abbildung 104). Dennoch konnte für die anderen anterior-posterioren Kniepolpositionen systematische Effekte auf den Knieflexionswinkel in der Standphase festgestellt werden (Abbildung 104 rechts). Der gewohnte Aufbau und die Knieverschiebung posterior 3 mm fallen jedoch leicht aus dem Muster, sodass neben dem direkten Einfluss der Knieposition auf das Sagittalmoment und respektive auf das Kniewinkelmaximum eine Gruppierung in dynamische und sichere Aufbauvarianten erfolgt. Jedoch spielt hier sicherlich auch die zeitliche Zuordnung der Aufbauvarianten eine Rolle. Da die Messungen randomisiert erfolgten, stehen die Aufbauvarianten nicht mehr in einem zeitlichen Zusammenhang. Deshalb können Gewöhnungs- bzw. Erschöpfungseffekte Einfluss auf die Bewegungsmuster nehmen.

4.5.2.2.2 Knie und Fuß medio-lateral

Bei der Anpassung der Position des Kniegelenks und des Prothesenfußes in medio-lateraler Richtung stellte sich eingangs die Frage, ob die veränderte Fußposition durch eine veränderte Stumpfstellung ausgeglichen wird oder ob das Bewegungsmuster beibehalten und damit veränderte Frontalmomente in der Prothese wirken. Für die medialen Prothesenpositionen sind gegenüber dem gewohnten Aufbau und den lateralen Prothesenpositionen deutlich verringerte Frontalmomente festzustellen (Abbildung 105). Jedoch konnte eine noch stärkere Gruppierung der Aufbauvarianten als bei der Knieverschiebung in anterior-posteriorer Richtung festgestellt werden. Die bei allen lateralen Prothesenpositionen wirksam werdenden kompensatorischen Effekte scheinen bei der medialen Prothesenposition nur begrenzt möglich zu sein. Ein zufälliger Einfluss durch die Erschöpfung über den Tagesverlauf scheint hier unwahrscheinlich, da die Reihenfolge der Aufbauvarianten nicht der sich darstellenden Gruppierung entspricht. Ein ungünstiger Effekt auf die Stumpfbettung mit verringerter Belastungsfähigkeit oder eine Änderung der Oberkörperneigung bei medialer Prothesenposition erscheinen deshalb wahrscheinlicher.

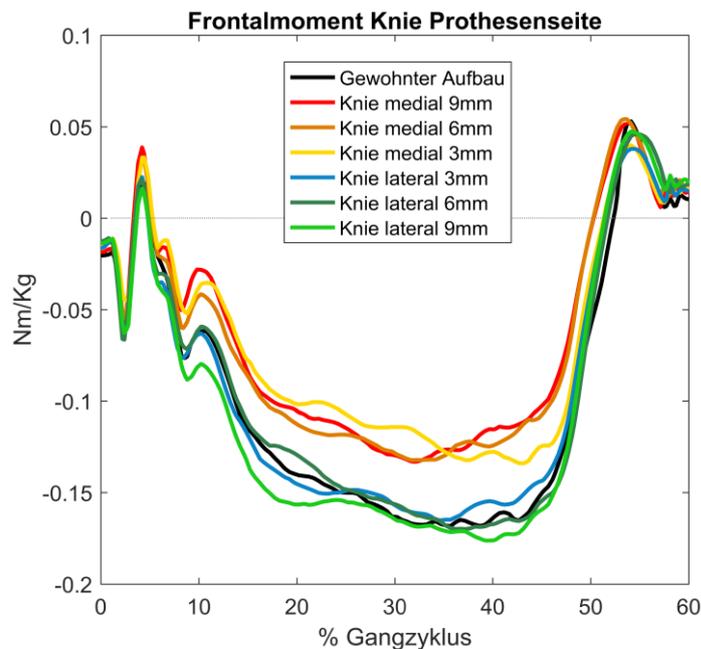


Abbildung 105 Studie 3, Proband J, Frontalmoment Knie Prothesenseite bei verschiedenen medio-lateralen Prothesenpositionen (Knie und Fuß zusammen unterhalb des Schaftes verschoben)

Bei der automatischen retrospektiven Klassifikation der Aufbauvarianten mit Methoden des maschinellen Lernens konnten keine befriedigenden Ergebnisse erzielt werden. Es hat sich gezeigt, dass die biomechanischen Gangparameter von Messreihen, die in zeitlicher Nähe durchgeführt wurden, eine größere Ähnlichkeit aufweisen als jene von ähnlichen Aufbauvariationen. Als Grund wird wieder eine Gewöhnung oder Erschöpfung der Probanden über den Tagesverlauf, vermutet.

4.5.2.2.3 Kombinierte Variationen des Prothesenaufbaus

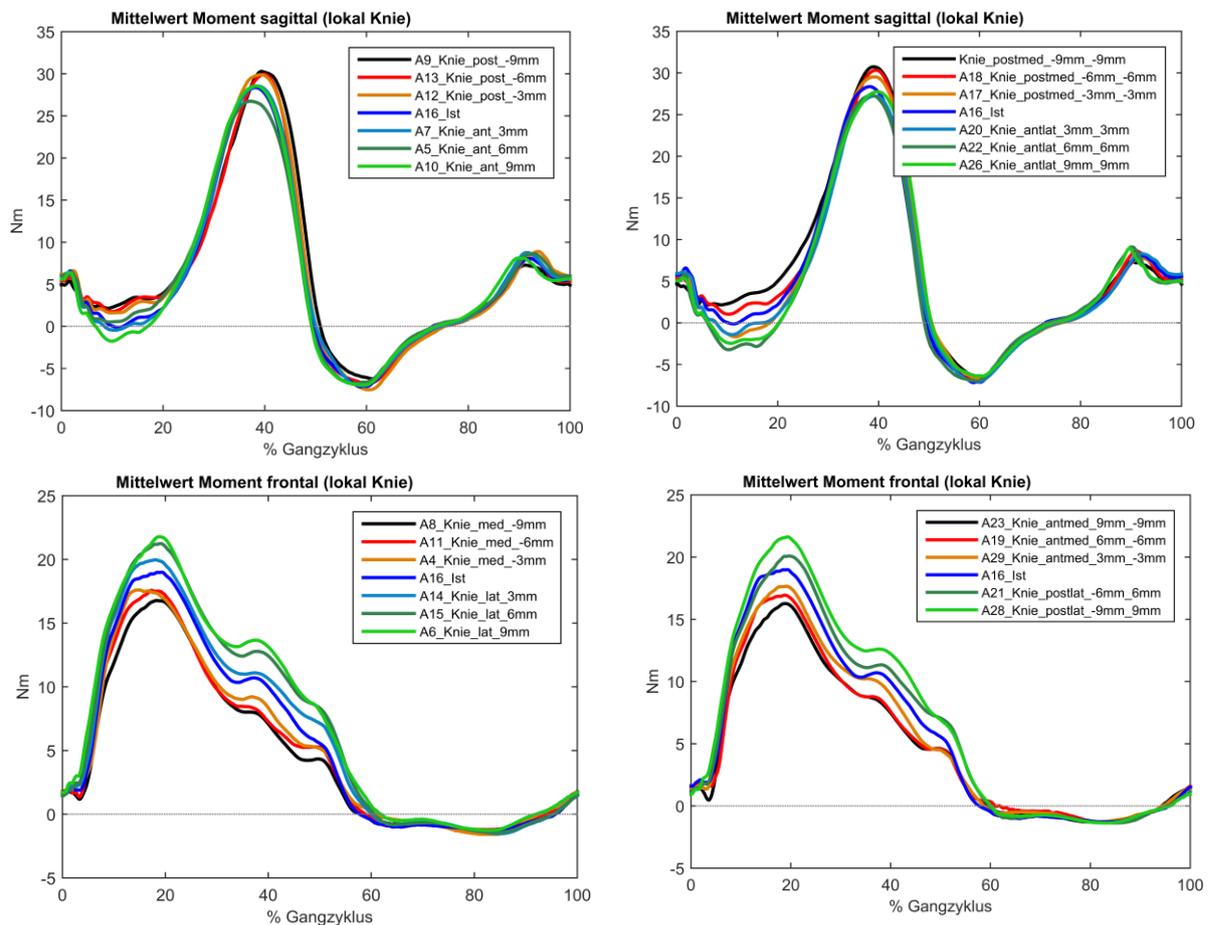


Abbildung 106 Studie 3, Proband H, oben: Sagittales Kniemoment bei anterior-posteriorer Kniepolverschiebung (oben links) und kombinierter anterior+lateraler bis posterior+medialer Knieverschiebung (oben rechts), unten: Frontales Kniemoment bei medio-lateraler Kniepolverschiebung (oben links) und kombinierter anterior+lateraler bis posterior+medialer Knieverschiebung (oben rechts), lokales Kniekoordinatensystem Prothesenseite

Trotz des Zusammenwirkens von sprunghaft einsetzenden kompensatorischen Bewegungen und intraindividuellen Unterschieden im Tagesverlauf wurde deutlich, dass mit dem mobilen Messsystem auch Aufbauanpassungen mit geringer Schrittweite bewertet werden können. Da Anpassungen am Prothesenaufbau im Versorgungsalltag nicht auf einzelne Prothesenfreiheitsgrade beschränkt bleiben, sollte nun geprüft werden inwiefern kombinierte Anpassungen an zwei Freiheitsgraden unterscheidbar sind. Es wurde vermutet, dass die untersuchte Kombination von anteriorer+lateraler bis posteriorer+medialer Knieverschiebung in den funktionellen Körperebenen ähnliche Auswirkungen hat wie die isolierten Aufbauvariationen. In den in Abbildung 106 dargestellten Ergebnissen der isolierten und kombinierten Aufbauvariationen bestätigt sich diese Vermutung. So verringert die

anteriore Knieverschiebung das Sagittalmoment in der Standphase, während es durch die posteriore Verschiebung erhöht wird (Abbildung 106 oben links). Bei Kombination mit einer medio-lateralen Knieverschiebung zeigt sich ein ähnliches Bild in den Sagittalmomentenkurven (Abbildung 106 oben rechts). Wie schon in den isolierten Aufbauvariationen in den vorhergehenden Studien gezeigt, verringert die mediale Knieverschiebung das Frontalmoment in der Standphase, während es durch die laterale Verschiebung erhöht wird (Abbildung 106 unten links). Bei Kombination von medio-lateraler mit anterior-posteriorer Knieverschiebung zeigt sich wieder ein ähnliches Bild in den Frontalmomentenkurven (Abbildung 106 unten rechts). Es kann also für diese beiden Freiheitsgrade von einer Superposition der Auswirkungen auf die Kinetik ausgegangen werden, zumindest so lange keine deutlichen Kompensationsbewegungen auftreten, die hier anhand der weitestgehend äquidistant verlaufenden Momentenkurven ausgeschlossen werden können.

4.5.2.3 Typische Gehfehler

Mit dem Probanden K wurde an einem gesonderten Messtag Simulationen der Gehfehler Duchenne-Trendelenburg Gang, Zirkumduktion und Vaulting durchgeführt. Dazu erfolgten Anweisungen an den Probanden ein bestimmtes Bewegungsmuster auf der Laufbahn auszuführen. Die charakteristischen Auswirkungen auf die Kinematik sind im Folgenden einer Referenzmessung gegenüber gestellt.

4.5.2.3.1 Duchenne-Trendelenburg Gang

Beim Duchenne-Trendelenburg Gang ist in der Frontalebene bei Belastung der Prothese keine ausreichende Stabilisierung der Hüfte gegeben. Durch eine Verlagerung des Körperschwerpunkts über die Prothese wird deshalb versucht, die aus der Bodenreaktionskraft folgenden Frontalmomente zu verringern. Es stellt sich eine ausgeprägte Seitneigung in der Standphase der Prothesenseite ein (Abbildung 107 0-60% GC). Beim provozierten Gehfehler war die fünffache Amplitude des frontalen Oberkörperwinkels während der Standphase feststellbar. Aufgrund der Intervariabilität der Amplitude sollte eine Bewertung immer in Hinblick auf die kontralaterale Seite erfolgen.

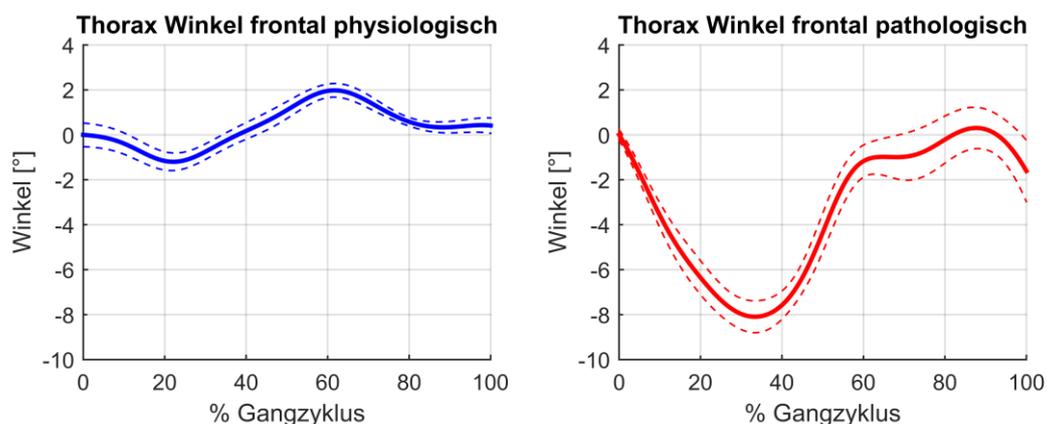


Abbildung 107 Studie 3, Proband K, Frontaler Oberkörperwinkel, links: normales Bewegungsmuster eines transfemoral amputierten Probanden, rechts: Duchenne-Trendelenburg Gangmuster mit starker Neigung zur Prothesenseite in der Standphase

4.5.2.3.2 Zirkumduktion

Der Gehfehler Zirkumduktion betrifft die Bodenfreiheit des Prothesenfußes in der Schwungphase. Bei nicht ausreichender Knieflexion, zum Beispiel durch eine geringe Ganggeschwindigkeit, einen hohen Schwungphasenflexionswiderstand oder unzureichendes Abstoßen durch die Vorfußfeder, kann der Prothesenfuß in der mittleren Schwungphase den Boden berühren und ein Stolpern induzieren.

Vorsorglich wird beim Gehfehler Zirkumduktion der Prothesenfuß beim Vorbringen weit lateral ausgelenkt, also zirkulär um das Standbein herumgeführt. Entsprechend zeigt sich auf der Prothesenseite in der Schwungphase eine vergrößerte Amplitude des frontalen Oberschenkelwinkels zum Boden (Abbildung 108 ab 60% GC).

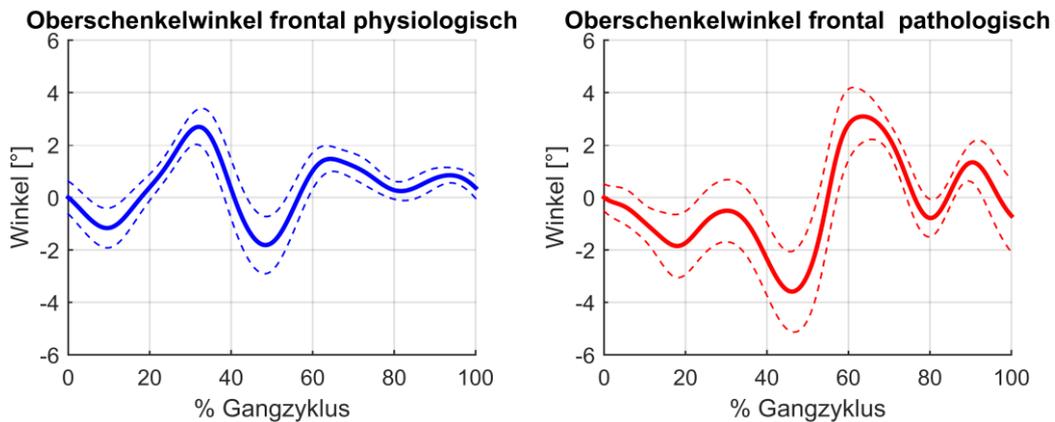


Abbildung 108 Studie 3, Proband K, Frontaler Oberschenkelwinkel Prothesenseite, links: normales Bewegungsmuster eines transfemoral amputierten Probanden, rechts: ausgeprägte Zirkumduktion der Prothese in der Schwungphase

4.5.2.3.3 Vaulting

Der Gehfehler Vaulting (auch Fersenreißen) wird ebenfalls durch eine zu geringe Bodenfreiheit auf der Prothesenseite bedingt. Hier erfolgt die kompensatorische Bewegung jedoch auf der kontralateralen Seite. Während der Standphase der gesunden Seite wird das Sprunggelenk unmittelbar nach dem Foot-Flat plantarflexiert um eine funktionelle Beinverlängerung zu erreichen (Abbildung 108 10-50% GC). Dadurch wird der gesamte Körper in der mittleren bis terminalen Standphase angehoben. Nach dem Durchschwingen des Prothesenfußes auf der gegenüberliegenden Seite erfolgt noch eine leichte Dorsalexension bevor die übliche Plantarflexion zum Abstoßen am Ende der Standphase ausgeführt wird.

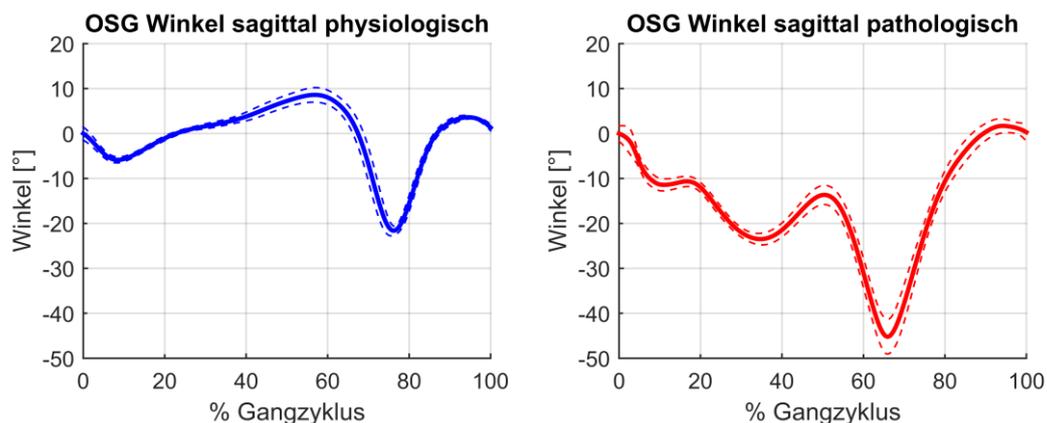


Abbildung 109 Studie 3, Proband K, Sagittaler Sprunggelenkwinkel gesunde Seite, links: normales Bewegungsmuster eines transfemoral amputierten Probanden, rechts: ausgeprägtes Fersenreißen/Vaulting in der Standphase

Anhand des Gehfehlers Vaulting wurde eine automatische Erkennung durch einen CART-Algorithmus realisiert. Mit den Messdaten konnte bestätigt werden, dass Vaulting zuverlässig mit dem mobilen

Messsystem erkannt werden kann. Der kontralaterale Fußwinkel zeigt ein lokales Minimum statt eines kontinuierlichen Anstiegs. Als geeigneter Indikator für diesen Gehfehler konnte hier beispielhaft eine Differenz $> 5^\circ$ zwischen dem Maximum des kontralateralen Fußwinkels im betreffenden Bereich und dem lokalen Minimum ermittelt werden.

4.5.3 Diskussion

Die hohe Intravariabilität, die anhand der wiederholt vermessenen gewohnten Aufbauvariante gezeigt werden konnte, deutet auf einen großen Einfluss von Gewöhnungs- bzw. Erschöpfungseffekten über den Tagesverlauf hin. Während einer realen Versorgung sind diese Effekte jedoch weniger relevant, da die Bewertung zumeist in Hinblick auf die vorhergehende Aufbauvariante erfolgt. Bei der Anwendung des Systems für Verlaufskontrollen sollte die Intervariabilität allerdings stärker berücksichtigt werden. Gegebenenfalls kann dabei mit Anweisungen an den Patienten gearbeitet werden, wenn zum Beispiel durch fehlende Konzentration ein stark variables Gangmuster festzustellen ist. Als Indikator können hier wiederum die Messdaten des mobilen Ganganalysesystems selbst dienen. Die Varianz biomechanischer Parameter zum Beispiel aus dem Zeit-Distanz-Bereich ließe sich dazu in Bezug zu früheren Messungen des jeweiligen Patienten setzen. Die Funktionalität innerhalb der Ganganalysesoftware, welche verschiedene Vergleichsgruppen einbindet um biomechanische Parameter in übliche Streubänder einzuordnen, ist für diesen Zweck sehr gut nutzbar. Die Vergleichsgruppe würde in diesem Fall also durch die vorhergehenden Messungen dieses Patienten gebildet.

Die für die Klassifizierung betrachteten biomechanischen Kennwerte lassen trotz der Intervariabilität Rückschlüsse auf den Zusammenhang zwischen statischem Prothesenaufbau und resultierendem Gangbild zu. Die übliche Praxis der Festlegung eines Optimums anhand der statischen Belastungssituation im Stehen kann teilweise im Demonstrator abgebildet werden. Der Vorteil gegenüber dem stationären LASAR Posture Messgerät ist jedoch in der Bewertung der Dynamik zu sehen. Dabei ist positiv hervorzuheben, dass die geringen Schrittweiten bei der Prothesenanpassung gut detektierbare Auswirkungen auf die Messdaten haben. Auch die kombinierten Aufbauvariationen zeigten keine deutlichen Abweichungen vom Bild der isolierten Aufbauanpassungen. Die überlagerten Effekte, wie zum Beispiel eine zunehmende Erschöpfung über die Messzeit, führen allerdings zu Abweichungen vom erwarteten Bild. Die Randomisierung der Aufbauvarianten erscheint vor diesem Hintergrund als eher ungünstig. Um die Auswirkungen von Gewöhnungs- bzw. Ermüdungseffekten zu verringern, wurden die Aufbauvarianten bereits in Cluster unterteilt, die die einzelnen Funktionsebenen repräsentieren. Da trotzdem Effekte deutlich wurden, könnte in zukünftigen Untersuchungen ein Verzicht auf eine Randomisierung sinnvoll sein. Zur Vermeidung von erschöpfungsbedingten Effekten könnte weiterhin eine Aufteilung der Messung auf mehrere Tage erfolgen. Gewöhnungseffekte ließen sich durch Mehrfachbestimmungen einzelner Aufbauvarianten bemessen, wie sie in Studie 3 für den gewohnten Aufbau bereits beispielhaft erfolgten.

Mit den erwähnten Gewöhnungseffekten in engem Zusammenhang stehen die beobachteten Gruppierungen von Aufbauvarianten bei Anpassungen der Knie- und Fußposition in medio-lateraler Richtung. Vermutlich werden die Auswirkungen von Aufbauvariationen auf die kinetischen Daten von Anpassungen in der Kinematik, also dem Bewegungsmuster, überlagert. Für die Sagittalebene in Studie 1 wurden diese Effekte als Kompensationsbewegungen beschrieben. Die Prothesenanpassung in der Frontalebene könnte sich durch eine Änderung der Oberkörperneigung bemerkbar machen. Da die Oberkörperbewegung innerhalb des Probandenkollektivs eine große Intervariabilität aufwies, ließen sich bisher keine allgemeingültigen Schlüsse aus der Untersuchung der verschiedenen

Aufbauvariationen ableiten. Die geringere Qualität der Messdaten gegenüber einem stationären Ganganalysesystem erschwerte die Bewertung (Ausführliche Darstellung in [105]). Für die betrachteten Gehfehler konnten dennoch deutliche Auswirkungen auf die Oberkörperbewegung gemessen werden.

Die Gehfehler wurden durch einen sehr mobilen Probanden simuliert. Abweichungen zu den pathologischen Mustern sind deshalb zu erwarten. Da aufgrund der für die Aufbauvariationsuntersuchungen recht eng gesteckten Kriterien keine große Anzahl an Probanden mit typischen Gehfehlern eingeschlossen werden konnte, sollte zumindest eine exemplarische Untersuchung zur Abschätzung der Realisierbarkeit einer Gehfehlerdetektion erfolgen. Die Detektion beschränkte sich entsprechend auf einzelne Gangparameter, da für die angewandten Methoden des maschinellen Lernens größere Probandenkollektive mit dem Vollbild der gesuchten Gehfehler notwendig wären. Trotz der reduzierten Eingangsparameter konnte eine Detektion anhand einfacher Entscheidungsregeln realisiert werden. Es bleibt anzumerken, dass die meisten Gehfehler auch rein visuell gut zu detektieren sind. Treten mehrere Gehfehler in Kombination auf, ergibt sich ein Vorteil bei messtechnikbasierter Detektion, da das visuelle Bild dann nicht mehr an ein typisches Muster erinnert. Weiterhin kann die Intensität des Gehfehlers quantitativ bemessen werden. Dies ist besonders bei Verlaufskontrollen hilfreich, die sukzessive Anpassungen des Prothesenaufbaus oder eine Gangschulung begleiten. Zuletzt sei an die Möglichkeit erinnert, übliche Gegenmaßnahmen zu detektierten Gehfehlern vorzuschlagen. Im Grundlagenteil konnte dazu ein umfassender Überblick erarbeitet werden. Es bleibt dennoch festzuhalten, dass auch für die Gehfehler eine umfassendere Datengrundlage benötigt wird, um die erarbeiteten Detektionsmöglichkeiten zu validieren und weiterführende Ansätze, wie die für die Aufbauvariationsuntersuchungen erarbeiteten maschinellen Lernmethoden, auf ihre Eignung zu prüfen.

5 Zusammenfassung und Ausblick

Die Forschungsprojekte „mebGO“ (FKZ 01EZ1112A) und „Messtechnikbasierte Gangbildoptimierung“ des Innovationscluster „BeMobil“ (FKZ V4ICR01) stellen den Rahmen für die vorliegende Dissertationsschrift, in dem ein umfassendes mobiles Ganganalysesystem für transfemorale Amputierte erfolgreich entwickelt wurde. Es besteht aus acht Inertialsensoreinheiten zur Erfassung der Kinematik der Körpersegmente sowie 3D Druckmesssohlen mit Scherkraftbestimmung und einem 6-DOF Kraft-/Momentensensor zum Einbau in die Beinprothese die der Kinetikmessung dienen. Die Sensorknoten sind über WLAN mit einer Basisstation verbunden. Diese stellt Kapazitäten für die Auswertung der Messdaten bereit und ist wiederum mit einem Tablet für Echtzeitvisualisierungen und Nutzereingaben verknüpft.

Für die Messdatengewinnung und -verarbeitung wurden in dieser Arbeit verschiedene Konzepte vorgestellt. Aufseiten der kinetischen Daten erfolgte zunächst eine Überarbeitung des Grundkörpers des Kraft-/Momentensensor hinsichtlich höherer Sensitivität und Trennschärfe der Signalkomponenten. Sukzessive konnte durch die Entwicklung neuer Kalibrieralgorithmen der gegenüber einem Referenzsensor verbliebene Messfehler um durchschnittlich 43% reduziert werden. Dabei wurde der Kalibrieraufwand durch ein entwickeltes Konzept zur automatischen Auswahl und Ermittlung der relevantesten Parameter im Vergleich zum Standardverfahren überschaubar gehalten. Der verbleibende Messfehler ist hauptsächlich auf Hystereseeffekte zurückzuführen, die durch das minimierte Sensorgewicht bedingt sind. In Probandenmessungen wurde im Vergleich zwischen Standardverfahren und stationärer Ganganalyse mit piezoelektrischen Kraftmessplatten eine hohe Übereinstimmung erzielt (erreichter Root Mean Square Error bezogen auf das Betragsmaximum im Bereich von 2% bis 5%).

Aufseiten der kinematischen Daten wurden Berechnungsmöglichkeiten für Gelenkwinkel aus Inertialsensordaten vorgestellt. Dazu wurden kinematischen Ketten aus zwei Segmenten genutzt um Signalstörungen zu minimieren, die sich hauptsächlich aus Weichteilbewegungen ergeben. Die erarbeiteten Algorithmen teilen sich in zwei Schritte. Im ersten Kalibrierschritt erfolgt die Berechnung von Gelenkposition und Gelenkachse. Sie wurde als iterative Lösungsfindung mit Hilfe der partiellen Ableitungen der zugrundeliegenden Funktionale durchgeführt, um eine hohe numerische Stabilität des Problems zu erreichen. Gegenüber der ursprünglichen Variante des Algorithmus konnte die Performanz um den Faktor 10 gesteigert werden. Weiterhin wurden verschiedene Kalibrierbewegungen auf ihre Eignung zur Achs- und Positionsbestimmung untersucht und eine für Prothesennutzer leicht ausführbare Variante für die folgenden Probandenstudien ausgewählt. Die Funktionalität der Algorithmen wurde erweitert, um sich bei der Lösungsfindung der verringerten Anzahl von Freiheitsgraden von Sattel- bzw. Schaniergelenken zu bedienen. Der zweite Schritt, die Gelenkwinkelberechnung selbst, war zuvor nur für die Hauptbewegungsrichtung der beiden Segmente realisiert worden. Es konnte ein Algorithmus implementiert werden, der eine dreidimensionale Berechnung der Gelenkwinkel ermöglicht. Für die Sensorfusion von Accelerometer- und Gyroskopdaten wurde eine Alternative zur Implementation eines Kalmanfilters vorgestellt. Dieser lineare Driftausgleich nutzt ein Gütefunktional zur adaptiven Sensorfusion, das den momentanen Grad der Signalstörung bestimmt.

Die entwickelten Algorithmen wurden in eine umfassende Programmbibliothek zur Ganganalyse eingebettet. Die „Ganganalysesoftware“ ermöglicht die Synchronisation der Daten aus dem Ganglabor (stationäre kamerabasierte Ganganalyse, Kraftmessplatten) mit den kinetischen und kinematischen Messsystemkomponenten des mobilen Ganganalysesystems. Dadurch war eine einfache Validierung

des mobilen Systems möglich, bei der gute Übereinstimmungen zur stationären Ganganalyse festgestellt wurden. Die synchronisierten Messdatenströme werden außerdem mit Metadaten kombiniert, die unter anderem Angaben zu Probandenparametern, Versuchssetup, Prothesenkomponenten, Prothesenstatik und verwendeten Messsystemkomponenten enthalten. Dadurch wird eine weitgehend automatisierte Auswertung der Messdaten ermöglicht. Die notwendigen Nutzereingaben werden über grafische Nutzeroberflächen realisiert, wobei ein Batchbetrieb für die Verarbeitung großer Datenmengen implementiert wurde. Nach der Verarbeitung der Rohdaten erfolgt eine automatische Schrittdetektion um den Datensatz zu unterteilen. Ein Schrittfilter bewertet die Nutzbarkeit der einzelnen Schritte für die statistische Auswertung anhand eines prototypischen Referenzschritts des jeweiligen Probanden. Für die anschließende statistische Auswertung werden für jeden Schritt Gangparameter wie Zeit-Distanz-Parameter oder charakteristische Punkte auf den Kurven bestimmt. Zur visuellen Beurteilung werden die einzelnen Kurven gemittelt und Perzentile berechnet um das Streumaß zu überblicken. Die Ganganalysesoftware bietet dann Möglichkeiten verschiedene Messungen zusammenzufassen und gegen weitere Messungen zu vergleichen. Neben der Kurvenvisualisierung können Dichteverteilungen für einen ersten Überblick über die Gangparameter dargestellt werden. Diese werden mit Diskriminanzanalysen oder multivariaten Hypothesentests weiter verarbeitet. Abschließend können maschinelle Lernalgorithmen eingesetzt werden, um einzelne Schritte anhand der ermittelten Parameter einzuteilen und so in Zukunft eine automatische Bewertung des Gangbilds zu ermöglichen.

Um die angestrebte automatisierte Bewertung des Gangbilds realisieren zu können, ist eine umfassende Kenntnis des Einflusses verschiedener Prothesenkomponenten und geometrischer Variationen des Prothesenaufbaus notwendig. Der Einfluss von Prothesenkomponenten konnte exemplarisch anhand verschiedener mikroprozessorgesteuerter Kniegelenke (MPK), die in modernen Beinprothesen die wichtigsten Regelungsfunktionen übernehmen, und zwei Prothesenfußtypen untersucht werden. In den beiden Studien zu MPK konnten im Ganglabor deutliche Qualitätsunterschiede beim Gehen in der Ebene festgestellt werden. Die technischen Analysen zeigten, dass diese Unterschiede auf die verschiedenen Funktionsprinzipien der Gelenke zurückgeführt werden können. Alle MPK gewährleisten ein zuverlässiges Umschalten zwischen Stand- und Schwungphase und stets ausreichende Gelenkwiderstände für eine verlässliche Standphasensicherheit. Jedoch können nicht alle Gelenke die Widerstände auch mikroprozessorgesteuert an unterschiedliche Bewegungsmuster und Situationen anpassen. Das wirkte sich direkt auf die Ergebnisse der Ganglaboruntersuchungen aus. In den einzelnen Gangphasen werden diese Unterschiede deutlich. So stellen alle Gelenke einen ausreichenden Flexionswiderstand für eine Standphasenflexion bereit, die prinzipiell ein natürlicheres Gangbild und einen schnelleren vollflächigen Bodenkontakt des Fußes ermöglicht und anhand des Flexionswinkelmaximums bemessen wurde. Dazu muss jedoch auch die folgende Extensionsphase adäquat bedämpft werden, da sonst ein abrupter Extensionsstopp am Endanschlag des Gelenks erfolgt. Dieser wurde anhand der maximalen Winkelbeschleunigung untersucht. Mit einer mikroprozessorgesteuerten Widerstandsanpassung werden durchweg harmonische Dämpfungen des Extensionsanschlags ermöglicht (C-Leg 3, C-Leg 4 und Rheo Knee 3). Aber auch mit einer konstruktiv festgelegten progressiven Endanschlagsdämpfung können gute Ergebnisse erzielt werden (Orion). Sind keine Elemente zur Dämpfung der Standphasenextension verbaut, wird die Nutzbarkeit dieser Funktion durch den abrupten Extensionsstopp stark eingeschränkt (Plié 2.0 und Plié 3) beziehungsweise durch zusätzliche Einschränkungen der Regelungsalgorithmen gänzlich verhindert (Rel-K). In der Schwungphase zeigten sich weitere deutliche Unterschiede zwischen den MPK. Auf der gesunden Seite findet sich dort eine

vernachlässigbare Abhängigkeit des maximalen Knieflexionswinkels von der Ganggeschwindigkeit, wodurch stets eine gerade ausreichende Bodenfreiheit des durchschwingenden Fußes gewährleistet wird. Auch für die MPK ist eine verlässliche Steuerung des Flexionswinkels bei variabler Kadenz eine Voraussetzung zur Vermeidung von Stolpersituation durch den Bodenkontakt der Zehenspitze beim Durchschwingen oder durch schlechtes Timing beim Erreichen des Streckanschlages. Hier zeigte sich, dass eine mikroprozessorgesteuerte Adaption des Flexionswiderstandes zu einer geringeren Variation des Flexionswinkelmaximums bei unterschiedlichen Ganggeschwindigkeiten führt (Orion, Rel-K, Rheo Knee 3) oder sogar eine nahezu konstantes Flexionswinkelmaximum erreicht werden kann (C-Leg 3, C-Leg 4). Werden einzig manuell anpassbare Ventile für die Erzeugung der Bewegungswiderstände eingesetzt, wobei die Steuerung lediglich zwischen einem hohen Standphasenflexionswiderstand und einem niedrigen Schwungphasenflexionswiderstand umschaltet, variiert das Flexionswinkelmaximum stark mit der Ganggeschwindigkeit (Plié 2.0, Plié 3). Die ermittelten signifikanten Unterschiede in der Funktion der Kniegelenke zeigen, dass die Bewertung des Gangbilds eines Patienten stets in Zusammenhang mit der aktuellen Prothesenversorgung zu sehen ist. Selbst in der Gruppe der MPK bestehen relevante Unterschiede, die einen deutlichen Einfluss auf das im Hinblick auf das natürliche Pendant erreichbare Gangbild haben.

Bei der Untersuchung zweier Fußtypen in der Pilotstudie zeigten sich deutliche Differenzen in den kinetischen Daten, die in den Unterschieden in der Flexibilität von Vorfuß und Hacken sowie den resultierenden sogenannten effektiven Hebelarmlängen begründet liegen. Die Ergebnisse geben einen exemplarischen Einblick zum Effekt verschiedener passiver Carbonfederfüße auf das Gangbild. In den weiteren Versuchen der Pilotstudie wurde eine große Bandbreite unterschiedlicher Prothesenaufbauvarianten untersucht, um für die folgenden Probandenstudien eine Auswahl an relevanten Varianten festzulegen. Für die Aufbauvariationsstudien 1 und 2 wurden Anpassungen in der Sagittalebene ausgewählt. Die Studie mit dem mobilen Messsystem kombiniert diese mit Anpassungen der Prothesenposition in der Frontalebene.

In Studie 1 wurde die Anpassung der Kniepolposition in anterior-posteriorer Richtung inklusive statischer Plantarflexionskorrektur untersucht. Dabei konnten zunächst deutliche interindividuelle Unterschiede im Bewegungsmuster Gehen festgestellt werden. Die beschriebenen Bewegungsmuster sind im Versorgungsalltag häufiger anzutreffen und können in einem ersten Schritt hinsichtlich des Vorhandenseins einer Standphasenflexion unterschieden werden. Einige Probanden nutzten die Standphasenflexionsfunktion und zeigten entsprechend deutliche Flexionsmomente in der ersten Standphasenhälfte. Eine zweite Gruppe zeigte ein Bewegungsmuster mit deutlichen Extensionsmomenten in der Standphase, um den Vortrieb zu unterstützen, wobei auch graduelle Abstufungen zu finden waren. Weiterhin konnte ein hybrides Muster beschrieben werden, bei dem während des Auftretens deutliche Extensionsmomente feststellbar waren und dann eine verspätete Standphasenbeugung in der mittleren Standphase erfolgte, die mit einem dritten Höcker in der Vertikalkraftkurve zwischen Auftreten und Abstoßen in Verbindung steht. Der Stoßdämpfungseffekt der Standphasenbeugung kommt dabei nicht zum Tragen, jedoch ist ein energetischer Vorteil durch die funktionelle Verkürzung der Prothese während der mittleren Standphase gegeben. Daneben wurde ein Zusammenhang zwischen medio-lateraler Oberkörperdynamik und der Prothesenbelastung in der Standphase beschrieben. Eine hohe Oberkörperdynamik, wie sie bei ungenügendem Muskelstatus oder kurz zurückliegender Erstversorgung auftritt, dient dabei der Verminderung der Prothesen- und damit Stumpfbelastung.

Trotz der beschriebenen interindividuellen Unterschiede sowie der großen Schrittweite bei den Variationen des Prothesenaufbaus konnten in Studie 1 erste Aussagen zur Auswirkung der Kniepolverschiebung in anterior-posteriorer Richtung getroffen werden. Dabei führte die Verschiebung der Kniepolposition nach anterior häufig nicht zur erwarteten Verringerung des Sagittalmoments, was auf kompensatorische Effekte in der Kinematik hindeutete. Durch eine Anpassung des Studiendesigns in Studie 2 mit isolierter Betrachtung der Aufbauvariationen konnten die einzelnen dynamischen Effekte aus der Knieachsenposition und der Flexionsstellung des Prothesenfußes genauer dargestellt werden. So verschiebt eine Anpassung der Plantarflexion den Zeitpunkt des Foot Flat erwartungsgemäß nach vorn und führt in der Folge zu einem höheren Extensionsmoment durch die Prominenz der Vorfußfeder. Die Dorsalextension hat einen gegenteiligen Effekt. Für die posteriore Kniepolverschiebung wurden über die gesamte Standphase erhöhte Extensionsmomente erwartet, für die anteriore Verschiebung entsprechend stärkere Flexionsmomente. Jedoch konnte auch eine Anpassung des Bewegungsmusters zur Kompensation der veränderten Sagittalmomente festgestellt werden. So wurde eine starke Flexionsneigung in der Standphase durch anteriore Kniepolverschiebung häufig aktiv ausgeglichen, um die Streckung am Ende der Standphase sicherzustellen. Aber auch bei fehlender Standphasenflexion war dieser Mechanismus vorhanden, der wahrscheinlich einen individuellen Sicherheitsbereich für ungewollte Knieflexionen markiert.

In der Versorgungspraxis wird die optimale Knieachsenposition anterior-posterior zunächst mit einem Messgerät im Stehen, also rein statisch, ermittelt. Beim Vergleich der beiden Kniegelenke Genium und C-Leg in den Probandenstudien wurde deutlich, welchen Einfluss die Stehfunktion und die leichte Vorflexion des Genium Kniegelenks in diesem Zusammenhang haben. Für beide Gelenke wird die Prothesenstatik so eingestellt, dass das Stehen über ein extendierendes Moment gesichert ist. Durch die Stehfunktion wird die Flexionseinleitung gesperrt, ohne dass die Knieachse weit in posteriorer Richtung verlagert werden muss. Beim verwendeten C-Leg ist diese Funktion nicht vorhanden und weiterhin besteht keine Vorflexion. Eine Beugungseinleitung wird also durch den statisch sehr sicher zu wählenden Prothesenaufbau und durch eine Totpunktproblematik erschwert. Entsprechend ist eine ausgeprägte Standphasenflexion nur bei geübten Läufern mit guter Stumpfkstitution zu finden, sofern sie wie an Hindernissen oder Treppen nicht unabdingbar ist. Die Vorflexion und die Stehfunktion des Genium Kniegelenks vereinfacht die Standphasenbeugung deutlich. Daneben könnte der Prothesenaufbau nun nicht mehr nach rein statischen Gesichtspunkten optimiert werden. Die optimale Lage der Knieachse anterior-posterior könnte aus der Dynamik beim Gehen bestimmt werden. Eine vermehrte Standphasenflexion, die sich stärker am Vorbild der kontralateralen Seite orientiert, erscheint damit für viele Patienten realisierbar. Die damit verbundene Hoffnung auf ein natürlicheres Gangbild durch vermehrte Stoßdämpfung und geringere Amplitude des Körperschwerpunkts wird zwar durch die fehlende Muskulatur für eine aktive Streckbewegung vor Schwungphaseneinleitung limitiert. Hier könnten aktive Fußsysteme allerdings einen entscheidenden Beitrag leisten. In jedem Fall scheint eine messtechnische Bewertung der Dynamik sinnvoll, um das Zusammenspiel zwischen Flexionsstellung der Vorfußfeder und Knieachsenposition bewerten zu können. Die aktuellen messtechnischen Möglichkeiten der Prothesensysteme können dazu bereits einen erheblichen Beitrag leisten. Kräfte und Momente werden damit jedoch nicht in allen Raumrichtungen erfasst. Die sehr wichtige Kinematik der kontralateralen Seite, der Hüfte und des Oberkörpers können ebenfalls nicht bewertet werden. Beides spricht für den Einsatz des mobilen Ganganalyse-Systems in der Versorgung.

Die nach dynamischen Gesichtspunkten optimale Lage der Knieachse in anterior-posteriorer Richtung ließ sich mit den in Studie 2 erfassten Datensätzen nicht allgemeingültig festlegen. Die beschriebenen Kompensationsmechanismen der Flexionsneigung in der Standphase können aber einen wichtigen Hinweis auf die individuell optimale Lage liefern. Um eine Verringerung der interindividuellen Unterschiede zu erreichen und damit eine allgemeingültige Interpretation der Daten zu ermöglichen, wurden verschiedene Normierungsverfahren untersucht. Die aus Körpergröße und Gewicht der Probanden resultierenden Effekte konnten mit der Methode der dimensionslosen Skalierung deutlich verringert werden, die auch bei gesunden Probanden erfolgreich angewandt wird. Viele Parameter hängen jedoch von weiteren Einflussfaktoren wie der Stumpfleistungsfähigkeit ab, weshalb interindividuelle Unterschiede auch mit dimensionsloser Skalierung manifest bleiben. Um eine vorausschauende Einschätzung für ein wahrscheinliches individuelles Optimum des Aufbaus zu erhalten, wird deshalb die Untersuchung größerer Probandenkollektive empfohlen. Das mobile Ganganalysesystem kann dabei einen entscheidenden Beitrag durch den geringen messtechnischen Aufwand leisten. Für die Auswertung umfangreicher Studiendaten sollte eine Einteilung der Probandenkollektive in Gruppen erfolgen. Danach kann zum Beispiel das Training maschineller Lernalgorithmen zur Vorhersage von Optimierungspotentialen erfolgen. Dazu sollen hier zunächst die mit der vorhandenen Datenbasis und üblichen Klassifizierungsalgorithmen erzielten Ergebnisse vorgestellt werden, die als Blaupause für eine spätere umfassendere Betrachtung dienen können.

Mit Hilfe maschineller Lernmethoden sollten die in Aufbauvariationsstudie 1 aufgenommenen einzelnen Schritte ihrer tatsächlichen Aufbauvariante zugeordnet werden. Bei der Einteilung der Datenbasis in Test- und Trainingsdaten nach stratifizierter Kreuzvalidierung wurde durch die große Wiederholgenauigkeit des Gangbildes eine Überanpassung aller untersuchten Algorithmen mit einer Genauigkeit $>0,98 \pm 0,01$ und einem Youden-Index $>0,97 \pm 0,03$ deutlich. Bei der leave-one-out Kreuzvalidierung, die einen dem Algorithmus unbekanntem Probanden simuliert, werden keine vergleichbaren Genauigkeiten erreicht. Support Vector Machine erreicht die höchste Genauigkeit von $0,39 \pm 0,17$ mit Youden-Index von $0,16 \pm 0,19$. Die Testdaten sind also bei leave-one-out Kreuzvalidierung nicht repräsentativ für die Trainingsdaten, da sich die individuellen Besonderheiten im Gangbild stärker auf die Gangparameter auswirken als die Variationen im Prothesenaufbau. Die Anwendung einer Offset-Normierung zur Reduktion der interindividuellen Unterschiede führte zu einer Verbesserung von maximal 6% in der Klassifizierungsgenauigkeit. Eine der Klassifizierung vorangestellte Variablenselektion war nicht von Vorteil. Deshalb sollten in Zukunft weitere probandenbezogene Parameter in die Klassifikation einbezogen werden, wie der Mobilitätsgrad oder die Stumpfleistungsfähigkeit. Diese könnten zusammen mit den biomechanischen Parametern als Basis für eine Unterteilung des Patientenkollektivs dienen, die der eigentlichen Klassifizierung in Aufbauvarianten voraus geht. So könnten unter anderem die in Studie 1 und Studie 2 beschriebenen typischen Bewegungsmuster für das Gehen abgebildet werden. Innerhalb solcher Gruppen scheint durch die geringere Varianz eine Vorhersage eines Optimums des Prothesenaufbaus erreichbar. Zur Steigerung der Klassifizierungsleistung könnte alternativ auf die zeitkontinuierlichen Signale zurückgegriffen werden, die weit mehr Informationen bereitstellen als die punktuell bestimmten Gangparameter. In jedem Fall wäre aber ein größeres Probandenkollektiv notwendig. In der abschließenden Studie mit dem mobilen Messsystem lag deshalb ein wichtiger Fokus auf der Verringerung des messtechnischen Aufwands. So konnte für die abschließende Studie ein Messprotokoll erarbeitet werden, dass durch den Verzicht auf ein stationäres Ganganalysesystem und eine verringerte Anzahl an Prothesenstatikmessungen eine erheblich größere Anzahl an Aufbauvarianten (>31) pro Messtag abdecken kann.

Die Entwicklung des prototypischen mobilen Ganganalysesystems wurde mit einer Probandenstudie abgeschlossen, die sich am geplanten Einsatz des Systems im Sanitätshaus orientiert. Dabei konnte die generelle Machbarkeit einer umfangreichen Studie mit dem mobilen System zur Gewinnung von Datensätzen zu Prothesenaufbauvarianten gezeigt werden. Das Studienprotokoll sah pro Messtag bis zu 31 Aufbauvarianten vor, wobei Variationen in der Sagittalebene mit Anpassungen in der Frontalebene kombiniert wurden. Anhand der wiederholt vermessenen gewohnten Aufbauvariante konnte ein deutlicher Einfluss der Gewöhnung bzw. Erschöpfung über den Tagesverlauf nachgewiesen werden. Für eine Prothesenanpassung mit Hilfe des mobilen Messsystems sollten deshalb stets Referenzmessungen mit engem zeitlichen Bezug zur eigentlichen Prothesenanpassung erfolgen. Bei den angestrebten Verlaufskontrollen müssen diese Effekte ebenfalls berücksichtigt werden. Als Indikator können hier wiederum die Messdaten des mobilen Ganganalysesystems selbst dienen, in dem biomechanische Parameter zum Beispiel aus dem Zeit-Distanz-Bereich in Bezug zu früheren Messungen des jeweiligen Patienten gesetzt werden. Die Funktionalität innerhalb der Ganganalysesoftware, welche verschiedene Vergleichsgruppen einbindet um biomechanische Parameter in übliche Streubänder einzuordnen, ist für diesen Zweck sehr gut nutzbar und wurde auch in der Nutzerbefragung als sehr hilfreich beschrieben. An den Studienergebnissen ist weiterhin positiv hervorzuheben, dass die geringen Schrittweiten von 3 mm bei der Prothesenanpassung gut detektierbare Auswirkungen auf die Messdaten haben. Dabei zeigten die kombinierten Aufbauvariationen keine deutlichen Abweichungen vom Bild der isolierten Aufbauanpassungen. Die überlagerten Effekte, wie zum Beispiel eine zunehmende Erschöpfung über die Messzeit, führten allerdings zu Abweichungen vom erwarteten Bild. Weiterhin konnten starke Gruppierungen von Aufbauvarianten bei Anpassungen der Knie- und Fußposition in medio-lateraler Richtung beobachtet werden. Die Auswirkungen von Aufbauvariationen auf die kinetischen Daten werden also von Anpassungen in der Kinematik überlagert, wie hier von der Änderung der Oberkörperneigung. Für die Sagittalebene in Studie 1 wurden diese Effekte als Kompensationsbewegungen beschrieben. Da die Oberkörperbewegung innerhalb des Probandenkollektivs eine große Intervariabilität aufwies, ließen sich bisher keine allgemeingültigen Schlüsse aus der Untersuchung der verschiedenen Aufbauvarianten ableiten. Für die in der Studie 3 beispielhaft betrachteten Gehfehler konnten allerdings deutliche Auswirkungen auf die Oberkörperbewegung gemessen werden.

Die untersuchten Gehfehler wurden durch einen sehr mobilen Probanden simuliert, um die generelle Machbarkeit einer Gehfehlerdetektion zu zeigen. Für die angewandten Methoden des maschinellen Lernens wären größere Probandenkollektive mit dem Vollbild der gesuchten Gehfehler notwendig, weshalb eine Beschränkung auf einzelne Gangparameter erfolgte. Trotz der reduzierten Eingangsvariablen konnte eine Detektion anhand einfacher Entscheidungsregeln realisiert werden. Es bleibt anzumerken, dass die meisten Gehfehler auch rein visuell gut zu detektieren sind. Treten mehrere Gehfehler in Kombination auf, ergibt sich aber ein Vorteil bei messtechnikbasierter Detektion, da das visuelle Bild dann nicht mehr an ein typisches Muster erinnert. Weiterhin kann die Intensität des Gehfehlers quantitativ bemessen werden. Dies ist besonders hilfreich bei Verlaufskontrollen, die sukzessive Anpassungen des Prothesenaufbaus oder eine Gangschulung begleiten. Zuletzt sei an die Möglichkeit erinnert, übliche Gegen- beziehungsweise Trainingsmaßnahmen zu den detektierten Gehfehlern vorzuschlagen. Im Grundlagenteil konnte dazu ein umfassender Überblick erarbeitet werden. Dazu sollten wiederum eine umfangreiche Datengrundlage geschaffen werden, um die erarbeiteten Detektionsmöglichkeiten für Gehfehler zu validieren und weiterführende Ansätze, wie die für die Aufbauvariationsuntersuchungen erarbeiteten maschinellen Lernmethoden, auf ihre Eignung zu prüfen.

Abschließend kann eine klare Empfehlung für eine umfassende Betrachtung des Gangbilds mit mobiler Sensorik ausgesprochen werden. Denn nur in der Gesamtschau von Kinetik und Kinematik lassen sich alle relevanten Effekte erfassen. Die hohe erreichbare Genauigkeit bei der Kinetikmessung sollte also nicht zu einer alleinigen Konzentration auf Kraft- und Momentenkurven in der Bewertung führen. Und genauso wäre es fatal aufgrund des geringeren Aufwands bei der Anbringung von Inertialsensoren an Prothese und Patient allein auf kinematische Daten bei der Bewertung des Gangbilds zu setzen. Mit den vorgeschlagenen Algorithmen zur Reduktion von Störungen und Sensordrift bei der Gelenkwinkelberechnung kann zwar eine gewisse Verbesserung bei der Detektion diffiziler Kinematikänderungen erreicht werden. Dennoch wurde deutlich, dass bei einigen Aufbauanpassungen die Effekte einzig in der Prothesenbelastung zum Tragen kommen. Da der Aufwand zum Einbau des Oktapod Kraft-/Momentensensors in der Prothese im Versorgungsalltag nicht unerheblich ist, könnten neben den entwickelten 3D Messsohlen ebenfalls geräteinterne Sensoren in Kniegelenkssystemen in Zukunft einen größeren Stellenwert bekommen. Diese bestimmen die Prothesenbelastung anhand der Verformung der tragenden Strukturen des Gelenks, sind heute jedoch auf einzelne Funktionsebenen der Prothese beschränkt. Deshalb sollte in Zukunft die Berücksichtigung der sensorischen Anforderungen für eine 3D Kraft-/Momentenmessung, zum Beispiel in der Rahmenstruktur einer Prothese, bereits während der Prothesenentwicklung erfolgen. Neben der Möglichkeit einer umfassenden Bewertung des Gangbilds des Patienten würden sich dadurch auch vielfältige neue Regelungsansätze für das Prothesengelenk selbst eröffnen. Bis dahin schlägt das mobile Ganganalysesystem eine Brücke zwischen zumeist statischer Aufbauoptimierung in der Versorgungspraxis und kostenintensiven Ganglaboren mit optischen Trackingsystemen zur umfassenden Dynamikbewertung. Dabei sei besonders die Flexibilität des vorgestellten Systems hervorzuheben, dass sich durch die eingesetzten 3D Messsohlen nicht nur zur umfassenden Untersuchung des Gangbilds transfemorale Amputierter Patienten eignet, es kann genauso für andere Amputationsniveaus oder nicht-amputierte Patienten eingesetzt werden.

Publikationen und Beiträge

In Zusammenhang mit der vorgestellten Dissertation sind folgende Publikationen und Konferenzbeiträge veröffentlicht worden.

1. Westebbe B., Thiele J., Kraft M.: „A Mobile Gait Analysis System for Optimization of Prosthetic Alignments“ Biomed Tech 2013 58 (s1), Walter de Gruyter, Berlin Boston. DOI 10.1515/bmt-2013-4123 (Kongressbeitrag DGBMT Dreiländertagung Graz, Publikation im Tagungsband)
2. Kraft M., Thiele J., Westebbe B., Bellmann M.: „Functional Outcome Of Different Microprocessor Controlled Knees – A Technological Study“ American Orthotic and Prosthetic Association 2013 O&P World Congress, Orlando USA. (Kongressbeitrag O&P World Congress)
3. Kraft M., Westebbe B., Zickerow M., Bunke S., Thiele J., Tremer N., Timpner M., Flemming W.: „Stürze prothetisch versorgter Beinamputierter“ Orthopädie Technik 2013 Nr. 10 S.17-25, OT-Verlag, Dortmund. ISSN 0340-5591 (full paper, peer-reviewed)
4. Thiele J., Westebbe B., Bellmann M., Kraft M.: „Designs and performance of microprocessor-controlled knee joints“ Biomed Tech 2014 Band 59 Heft 1 S. 65–77, Walter de Gruyter, Berlin Boston. ISSN 0013-5585, DOI 10.1515/bmt-2013-0069 (full-paper, peer-reviewed)
5. Thiele J., Westebbe B., Oehler S., Kraft M.: „Mobiles Ganganalysesystem zur Optimierung des Prothesenaufbaus bei transfemorale Amputierten“ OT-World 2014, Leipzig. (Vortrag im Kongressprogramm der internationalen Konferenz zur OT-World, Publikation im Tagungsband)
6. Thiele J., Westebbe B., Kraft M.: „Optimization of prosthetic alignments with a mobile gait analysis system“ Biomed Tech 2014 59 (s1), Walter de Gruyter, Berlin Boston. DOI 10.1515/bmt-2014-4432 (Vortrag DGBMT Kongress Hannover, Publikation im Tagungsband)
7. Thiele J., Westebbe B., Bellmann M., Kraft M.: „Design und Leistungsfähigkeit mikroprozessorgesteuerter Kniegelenke“ Orthopädie Technik 2014 Nr. 5 S.70-79, OT-Verlag, Dortmund. ISSN 0340-5591 (full paper, peer-reviewed)
8. Thiele J., Westebbe B., Oehler S., Welke B., Kraft M.: „Optimization of prosthetic alignments with a mobile gait analysis system“ Proceedings of the 5th European Conference on Technically Assisted Rehabilitation, Berlin 2015. (Vortrag im Kongressprogramm, Publikation im Tagungsband)
9. Thiele J., Westebbe B., Seel T., Oehler S., Welke B., Seehaus F., Kraft M.: „Erste Schritte zur Optimierung des Aufbaus von Transfemoraleprothesen mit einem mobilen Ganganalysesystem“ Orthopädie Technik 2015 (6) S. 38–44., OT-Verlag, Dortmund. ISSN 0340-5591 (full paper, peer-reviewed)
10. Thiele J., Schöllig C., Seufert P., Kraft M.: „BeMobil Research Cluster: Next steps for comprehensive mobile gait analysis with amputees“ Biomed Tech 2015 60 (s1), Walter de Gruyter, Berlin. ISSN 0013-5585 (Vortrag Kongressprogramm DGBMT Lübeck, Publikation im Tagungsband)
11. Schöllig C., Lüders B., Thiele J., Seufert P., Kraft M.: „Optimierung des Aufbaus von Transfemoraleprothesen – Analyse von Daten aus der mobilen Ganganalyse mit Methoden des maschinellen Lernens“, Proceedings Tagung „Trends in Neuroergonomics“, Universitätsverlag der TU Berlin, 2015. ISBN 978-3-7983-2803-7 (Publikation im Tagungsband)
12. Thiele J.: „Mobiles Ganganalysesystem für transfemorale Amputierte“, Bundesfachschule für Orthopädietechnik, Dortmund 2015. (Eingeladener Vortrag)
13. Thiele J., Gallinger S., Seufert P., Kraft M.: „The gait simulator for lower limb exoprotheses – overview and first measurements for comparison of microprocessor controlled knee joints“ Facta Universitatis Series: Mechanical Engineering Vol 13 No 3 (2015) S. 193-203. ISSN 0354-2025 (full paper, peer-reviewed)
14. Thiele J., Schöllig C., Seufert P., Kraft M.: „Klassifizierung verschiedener Aufbauten von Transfemoraleprothesen für die messtechnikbasierte Gangbildoptimierung“ OT-World, Leipzig 2016. (Vortrag im Kongressprogramm der internationalen Konferenz zur OT-World, Publikation im Tagungsband)

15. Thiele J., Seufert P., Gallinger S., Kraft M.: „Gangsimulator für Beinprothesen transfemorale Amputierter“ *mt-medizintechnik* 137 (2016) Nr. 2 S. 14ff, TÜV Media, Köln. ISSN 0344-9416 (full paper, peer-reviewed)
16. Seufert P., Töllner P., Gallinger S., Thiele J., Kraft M.: „The exoprostheses test device gait simulator: Next steps for comprehensive fatigue and functional examination“ *Biomedical Engineering* 2016 Vol. 61 (s1) S. 248, Walter de Gruyter, Berlin Boston. ISSN 0013-5585 (Publikation im Tagungsband DGBMT Basel)
17. Töllner P., Wegener U., Seufert P., Gallinger S., Thiele J., Kraft M.: „Gait Simulator for Lower Limb Prosthesis: Shock Absorber for Modelling Soft Tissue Damping“ *Current Directions in Biomedical Engineering* 2017 Vol 3 (s1), Walter de Gruyter, Berlin Boston. ISSN 2364-5504 (Publikation im Tagungsband European Conference on Technically Assisted Rehabilitation)
18. Schöllig C., Schönijahn L., Thiele J., Kraft M., Gramann K.: „Quality assessment of prosthetic alignments – mobile gait analysis with additional EEG measurements to evaluate required attention for walking“ *Current Directions in Biomedical Engineering* 2017 Vol 3 (s1), Walter de Gruyter, Berlin Boston. ISSN 2364-5504 (Publikation im Tagungsband European Conference on Technically Assisted Rehabilitation)
19. Thiele J., Schöllig C., Bellmann M., Kraft M.: „Designs and performance of three new microprocessor-controlled knee joints“ *Biomed Tech* Feb 2018 (Ahead of print), Walter de Gruyter, Berlin Boston. DOI 10.1515/bmt-2017-0053 (full-paper, peer-reviewed)

Literaturverzeichnis

- [1] S. Blumentritt, „A new biomechanical method for determination of static prosthetic alignment,“ *Prosthetics and Orthotics International*, Bd. 27, Nr. 2, p. 107–113, 1997.
- [2] S. Blumentritt, „Aufbau von Unterschenkelprothesen mittels "L.A.S.A.R. Posture",“ *Orthopädie Technik*, Nr. 12, p. 583–588, 1998.
- [3] H. W. Scherer, „Praktische Erfahrungen mit dem Aufbaugerät "L.A.S.A.R. Posture",“ *Orthopädie Technik*, Nr. 6, 1999.
- [4] H. Drewitz, T. Schmalz, S. Blumentritt und L. Milde, „Anwendung der L.A.S.A.R. Posture in der Beinorthetik,“ *Orthopädie Technik*, Bd. 2, p. 92–101, 2000.
- [5] T. Obens, „Ganganalyse und plantare Druckverteilungsmessung – Hilfsmittel für den Orthopädie-Techniker,“ *Orthopädie Technik*, Nr. 9, p. 798–806, 2000.
- [6] D. Winter, „Biomechanics and motor control of human gait,“ *Univ. of Waterloo Press*, 1991.
- [7] J. Perry, W. Oster, B. Wiedenhöfer und S. Berweck, *Ganganalyse - Norm und Pathologie des Gehens*, München: Urban & Fischer, 2003.
- [8] L. Vogt und W. Banzer, „Standards der Sportmedizin - Ganganalyse, Instrumentelle Ganganalyse,“ *zeitschrift-sportmedizin*, Bd. 56, Nr. 5, p. 108–109, 2004.
- [9] A. Geck, „Technik der Ganganalysesysteme für die Orthopädie-Technik,“ *Orthopädie Technik*, Nr. 12, p. 898–908, 2001.
- [10] W. Lee, L. Frossard, K. Hagberg, E. Haggstrom, D. Lee Gow und R. Branemark, „Direct Measurement of 3D Force and Moment on lower-limb osseointegrated fixation,“ in *Proceedings Symposium on the 3-D Analysis of Human Movement*, Valenciennes, France, 2006.
- [11] S. Oehler, M. Kraft und M. Pusch, „Mobilitätsuntersuchungen an prothetisch versorgten Oberschenkelamputierten,“ in *Proceedings BMT 2007*, Aachen, 2007.
- [12] S. Oehler, „Mobilitäts- und Belastungsmessungen an Oberschenkelamputierten,“ *Orthopädie Technik*, Nr. 7, p. 464–470, 2009.
- [13] S. Oehler, M. Kraft und M. Pusch, „Mobilitäts- und Belastungsmessungen an Oberschenkelamputierten: Ergebnisse einer einjährigen Studie,“ *Biomedical Engineering*, p. 63–66, 2010.
- [14] M. Schwarze, C. Hurschler, F. Seehaus, S. Oehler und B. Welke, „Loads on the prosthesis-socket interface of above-knee amputees during normal gait: validation of a multi-body simulation,“ *J Biomech*, Nr. 46(6), p. 1201ff, 2013.

- [15] M. Kraft und C. Disselhorst-Klug, *Biomedizinische Technik - Rehabilitationstechnik*, Bd. 10, Berlin Boston: De Gruyter, 2015.
- [16] S. Blumentritt und L. Milde, „Exoprothetik,“ in *Medizintechnik - Life Science Engineering*, 5 Hrsg., E. Wintermantel und S. W. Ha, Hrsg., Berlin Heidelberg, Springer, 2009.
- [17] A. Trepczynski, I. Kutzner, V. Schwachmeyer und G. Duda, „Impact of antagonistic muscle co-contraction on in vivo knee contact forces,“ *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2018.
- [18] R. Flemming, *Gangbildoptimierung bei Oberschenkelamputierten - Ermittlung objektiver Güteparameter für den Prothesenaufbau*, Berlin: Technische Universität Berlin, 2016.
- [19] M. List, *Physiotherapie in der Traumatologie*, 5. Hrsg., Berlin Heidelberg: Springer, 2009.
- [20] S. Oehler, *Mobilitätsuntersuchungen und Belastungsmessungen an Oberschenkelamputierten*, Berlin Boston: Walter de Gruyter, 2016.
- [21] S. Jaegers, J. Arendzen und H. de Jongh, „Prosthetic Gait of Unilateral Transfemoral Amputees: A Kinematic Study,“ *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Nr. 76(8), p. 736–743, 1995.
- [22] L. Nolan, A. Wit, K. Dudziński, A. Lees, M. Lake und M. Wychowański, „Adjustments in gait symmetry with walking speed in transfemoral and transtibial amputees,“ *Gait & Posture*, Nr. 17(2), p. 142, 2003.
- [23] T. S. Bae, K. Choi, D. Hong und M. Mun, „Dynamic analysis of above-knee amputee gait,“ *Clinical biomechanics*, Nr. 22(5), p. 557–566, 2007.
- [24] S. Jaegers, J. Arendzen und H. de Jongh, „An Electromyographic Study of the Hip Muscles of Transfemoral Amputees in Walking,“ *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1995.
- [25] A. D. Segal, M. S. Orendurff, G. K. Klute, M. L. McDowell, J. A. Pecoraro, J. Shofer und J. M. Czerniecki, „Kinematic and kinetic comparisons of transfemoral amputee gait using C-Leg and Mauch SNS prosthetic knees,“ *Journal of rehabilitation research and development*, Nr. 43(7), p. 857–870, 2006.
- [26] L. Nolan und A. Lees, „The functional demands on the intact limb during walking for active transfemoral and trans-tibial amputees,“ *Prosthetics and Orthotics International*, Nr. 24, p. 117–125, 2000.
- [27] R. Baumgartner, P. Botta und D. Bellmann, *Amputation und Prothesenversorgung der unteren Extremität: Indikationsstellung, operative Technik, Nachbehandlung, Prothesenversorgung, Gangschulung, Rehabilitation*, 2. Hrsg., Stuttgart: F. Enke, 1995.
- [28] G. Mensch und W. Kaphingst, *Physiotherapie und Prothetik nach Amputation der unteren Extremität*, Berlin Heidelberg: Springer, 1998.

- [29] D. Beckers und J. Deckers, Ganganalyse und Gangschulung: Therapeutische Strategien für die Praxis, Berlin Heidelberg: Springer, 1997.
- [30] H. Kersten, Gehschule für Beinamputierte, Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 1961.
- [31] G. Papaioannou, C. Mitrogiannis, G. Nianios und G. Fiedler, „Assessment of amputee socket–stump–residual bone kinematics during strenuous activities using Dynamic Roentgen Stereogrammetric Analysis,“ *Journal of Biomechanics*, Nr. 43(5), p. 871–878, 2010.
- [32] P. Convery und K. D. Murray, „Ultrasound study of the motion of the residual femur within a trans-femoral socket during gait,“ Nr. 24, p. 226–232, 2000.
- [33] R. Balcaitis, B. Drerup, L. Linkemeyer und H. H. Wetz, „Bewegung des Femurstumpfes im Oberschenkelchaft. Eine Machbarkeitsstudie zur sonographischen Untersuchung in der frontalen und sagittalen Ebene,“ *Orthopädie-Technik*, Bd. 2, p. 82–89, 2011.
- [34] H. H. Wetz, „Bericht zum Prüfauftrag Klassifikation von Schaftsystemen und Stumpfbettungen,“ Klinischen Prüfstelle für orthopädische Hilfsmittel, Münster, 2008.
- [35] J. T. Kahle und M. J. Highsmith, „Transfemoral sockets with vacuum-assisted suspension comparison of hip kinematics, socket position, contact pressure, and preference: Ischial containment versus brimless,“ *J Rehabil Res*, Nr. 50(9), p. 1241–1252, 2013.
- [36] M. Bellmann, M. Kraft und S. Blumentritt, „Biomechanical Investigation of Principles of Load Transfer in Transfemoral Sockets,“ in *Proceedings Technically Assisted Rehabilitation*, Berlin, 2015.
- [37] Otto Bock HealthCare, „Instruction for alignment of transfemoral prostheses (Poster 646F219_GB/3),“ Duderstadt, 2008.
- [38] B. Welke, E. Jakubowitz, F. Seehaus, K. Daniilidis, N. Timpner, N. Tremer und C. Hurschler, „Die Inzidenz von Arthrose - Erhöhtes Risiko nach einer Oberschenkelamputation?,“ *Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Biomechanik (DGfB)*, pp. 91-92, 2015.
- [39] A. Bender und G. Bergmann, „Determination of Typical Patterns from Strongly Varying Signals,“ *Comput Methods Biomech Biomed Engin.*, 2011.
- [40] B. Westebbe, Messtechnische Evaluation und Bewertung der Mobilität von Oberschenkelamputierten, Berlin: Technische Universität Berlin, 2010.
- [41] N. Negaard, S. Andres, R. Kauert, T. Schauer und J. Raisch, „Gait phases detection and step length estimation of gait by means of inertial sensors,“ in *3rd European Medical & Biological Engineering Conference*, Prag, 2005.
- [42] A. Krause, Biomechanische Bewertung des Prothesenaufbaus im Gang transfemoral amputierter Probanden, Berlin: Technische Universität Berlin, 2016.

- [43] R. M. Ehrig, W. R. Taylor, G. N. Duda und M. O. Heller, „A survey of formal methods for determining functional joint axes,“ *Journal of Biomechanics*, 2007.
- [44] H. J. Luinge und P. H. Veltink, „Measuring orientation of human body segments using miniature gyroscopes and accelerometers,“ *Med. Biol. Eng. Comput.*, Nr. 43, p. 273–282, 2005.
- [45] A. M. Sabatini, „Estimating Three-Dimensional Orientation of Human Body Parts by Inertial/Magnetic Sensing,“ *Sensors*, Nr. 11, p. 1489–1525, 2011.
- [46] P. G. Savage, „Strapdown inertial navigation integration algorithm design part 1: Attitude algorithms,“ *J. Guid. Control Dynam.*, Nr. 21, p. 19–28, 1998.
- [47] W. H. De Vries, H. E. Veeger, C. T. Baten und F. C. van der Helm, „Magnetic distortion in motion labs, implications for validating inertial magnetic sensors,“ *Gait Posture*, Nr. 29, p. 535–541, 2009.
- [48] E. Bachmann, X. Yun und A. Brumfield, „Limitations of Attitude Estimation Algorithms for Inertial/Magnetic Sensor Modules,“ *IEEE Robot. Autom. Mag.*, Nr. 14, p. 76–87, 2007.
- [49] J. Denavit und R. S. Hartenberg, „A kinematic notation for lower-pair mechanisms based on matrices,“ *J. Appl. Mech.*, Nr. 23, p. 215–221, 1955.
- [50] T. Seel, J. Raisch und T. Schauer, „IMU-Based Joint Angle Measurement for Gait Analysis,“ *Sensors*, Nr. 14, pp. 6891-6909, 2014.
- [51] R. E. Kalman, „A New Approach to Linear Filtering and Prediction Problems,“ *Journal of Basic Engineering*, 1960.
- [52] J. Thiele, FEM-basierte Strukturoptimierung des Oktapod Kraftsensorensystems, Berlin: Technische Universität Berlin, 2011.
- [53] S. Glahn und S. Oehler, „Aktuatorgestützter Kalibrierprüfstand für 6-Komponenten Kraft-/Momentensensoren "Interne Mitteilung Fa. Ottobock",“ 2015.
- [54] G. W. Rüppel, Optimierung der Kalibrierung eines 6 DOF Kraft- und Momentensensors für Beinprothesen, Berlin: Technische Universität Berlin, 2015.
- [55] M. Bellmann, „Functional Principles of Current Microprocessor-Controlled Prosthetic Knee Joints,“ *Orthopädie-Technik*, Nr. 60, p. 297–303, 2009.
- [56] M. Bellmann, T. Schmalz und S. Blumentritt, „Comparative biomechanical analysis of current microprocessor-controlled prosthetic knee joints,“ *Archives of physical medicine and rehabilitation*, Nr. 91(4), p. 644–652, 2010.
- [57] M. Bellmann, T. Schmalz, E. Ludwigs und S. Blumentritt, „Immediate effects of a new microprocessor-controlled prosthetic knee joint: a comparative biomechanical evaluation,“ *Archives of physical medicine and rehabilitation*, Bd. 93(3), p. 541–549, 2012.

- [58] D. Berry, M. D. Olson und K. Larntz, „Perceived Stability, Function, and Satisfaction Among Transfemoral Amputees Using Microprocessor and Nonmicroprocessor Controlled Prosthetic Knees: A Multicenter Survey,“ *Journal of Prosthetics and Orthotics*, Nr. 21(1), pp. 32-42, 2009.
- [59] D. J. Bunce und J. W. Breakey, „The Impact of C-Leg on the Physical and Psychological Adjustment to Transfemoral Amputation,“ *Journal of Prosthetics and Orthotics*, Nr. 19(1), p. 7–14, 2007.
- [60] E. Swanson, J. Stube und P. Edman, „Function and Body Image Levels in Individuals with Transfemoral Amputations Using the C-Leg,“ *Journal of Prosthetics and Orthotics*, Bd. 17(3), p. 80–84, 2005.
- [61] K. R. Kaufman, B. Iverson, D. Padgett, R. H. Brey, J. A. Levine und M. J. Joyner, „Do microprocessor-controlled knees work better?,“ *Journal of biomechanics*, Nr. 39(S1), p. 70, 2006.
- [62] M. S. Orendurff, A. D. Segal, G. K. Klute, M. L. McDowell, J. A. Pecoraro und J. M. Czerniecki, „Gait efficiency using the C-Leg,“ *Journal of rehabilitation research and development*, Nr. 43(2), p. 239–246, 2006.
- [63] K. R. Kaufman, J. A. Levine, R. H. Brey, B. K. Iverson, S. K. McCrady, D. J. Padgett und M. J. Joyner, „Gait and balance of transfemoral amputees using passive mechanical and microprocessor-controlled prosthetic knees,“ *Gait & Posture*, Nr. 26(4), p. 489–493, 2007.
- [64] B. J. Hafner, L. L. Willingham, N. C. Buell, K. J. Allyn und D. G. Smith, „Evaluation of function, performance, and preference as transfemoral amputees transition from mechanical to microprocessor control of the prosthetic knee,“ *Archives of physical medicine and rehabilitation*, Nr. 88(2), p. 207–217, 2007.
- [65] R. Seymour, B. Engbretson, K. Kott, N. Ordway, G. Brooks, J. Crannell, E. Hickernell und K. Wheeler, „Comparison between the C-leg microprocessor-controlled prosthetic knee and non-microprocessor control prosthetic knees: a preliminary study of energy expenditure, obstacle course performance, and quality of life survey,“ *Prosthetics and orthotics international*, Nr. 31(1), p. 51–61, 2007.
- [66] J. T. Kahle, M. J. Highsmith und S. L. Hubbard, „Comparison of nonmicroprocessor knee mechanism versus C-Leg on Prosthesis Evaluation Questionnaire, stumbles, falls, walking tests, stair descent, and knee preference,“ *Journal of rehabilitation research and development*, Nr. 45(1), p. 1–14, 2008.
- [67] B. J. Hafner und D. G. Smith, „Differences in function and safety between Medicare Functional Classification Level-2 and -3 transfemoral amputees and influence of prosthetic knee joint control,“ *Journal of rehabilitation research and development*, Nr. 46(3), p. 417–433, 2009.
- [68] S. Blumentritt, T. Schmalz und R. Jarasch, „The Safety of C-Leg: Biomechanical Tests,“ *Journal of Prosthetics and Orthotics*, Nr. 21(1), p. 2–15, 2009.

- [69] J. Thiele, B. Westebbe, M. Bellmann und K. M. , „Designs and performance of microprocessor-controlled knee joints,“ *Biomedical Engineering*, Nr. 59(1), p. 65–77, 2014.
- [70] J. Thiele, C. Schöllig, M. Bellmann und M. Kraft, „Designs and performance of three new microprocessor-controlled knee joints,“ *Biomedical Engineering*, 2018.
- [71] M. Nietert, „Das Kniegelenk des Menschen als biomechanisches Problem,“ *Biomedizinische Technik*, Nr. 22, pp. 13-21, 1977.
- [72] Y. Hochberg und A. C. Tamhane, *Multiple comparison procedures*, New York: Wiley, 1987.
- [73] H. Dietl, R. Kaitan, R. Pawlik und P. Ferrara, „C-Leg-Ein neues System zur Versorgung von Oberschenkelamputationen,“ *Orthopädie-Technik*, Nr. 49, p. 197–211, 1998.
- [74] Freedom Innovations, „Intelligent Hydraulics: Plié2.0 MPC Knee,“ [Online]. Available: <http://www.freedom-innovations.com/deutsch/knees/kneevideo.html>. [Zugriff am 05 12 2012].
- [75] K. B. James, „System for controlling artificial knee joint action in above knee prosthesis“. Patent EP0549855B1, 1996.
- [76] M. Palmer, „Novel Computer Controlled Prosthetic Knee Device“. Patent WO 2007/016408 A1, 2007.
- [77] M. Pusch, „C-Leg und C-Leg 2nd Mode: Das elektronische Kniegelenksystem, Wirkungsweise der C-Leg Steuerung (Seminarunterlagen),“ Otto Bock Healthcare, Duderstadt, 2003.
- [78] R. A. Turner, „Hydraulic Dampers with Pressure Regulated Control Valve“. Patent US 2009/0140475 A1, 2009.
- [79] Otto Bock HealthCare, „C-Leg Instruction for use,“ [Online]. Available: [https://professionals.ottobockus.com/media/pdf/IFU_C-Leg_4_\(Qualified_Personnel\).pdf](https://professionals.ottobockus.com/media/pdf/IFU_C-Leg_4_(Qualified_Personnel).pdf). [Zugriff am 01 10 2015].
- [80] Össur, „RHEO KNEE® 3 Instructions for use,“ [Online]. Available: <http://www.ossur.com/prosthetic-solutions/products/knees-and-legs/bionic-knees/rheo-knee-3>. [Zugriff am 01 10 2015].
- [81] M. Schaarschmidt, S. W. Lipfert, C. Meier-Gratz, H. Scholle und A. Seyfarth, „Functional gait asymmetry of unilateral transfemoral amputees,“ *Human movement science*, Nr. 31(4), p. 907–917, 2012.
- [82] S. Blumentritt, H. W. Scherer, U. Wellershaws und J. W. Michael, „Design Principles, Biomechanical Data and Clinical Experience with a Polycentric Knee Offering Controlled Stance Phase Knee Flexion: A Preliminary Report,“ *Journal of Prosthetics and Orthotics*, Nr. 9(1), p. 18–24, 1997.

- [83] T. Schmalz, S. Blumentritt und R. Jarasch, „Energy expenditure and biomechanical characteristics of lower limb amputee gait: the influence of prosthetic alignment and different prosthetic components,“ *Gait Posture*, Nr. 16(3), p. 255–263, 2002.
- [84] D. Baty, „Der Einfluss des mikroprozessorgesteuerten Prothesenkniegelenks Plie2.0,“ *Orthopädie Technik*, Nr. 62, p. 735–738, 2011.
- [85] M. Hanlon und R. Anderson, „Prediction methods to account for the effect of gait speed on lower limb angular kinematics,“ *Gait Posture*, Nr. 24(3), p. 280–287, 2006.
- [86] D. A. Winter, „Biomechanical motor patterns in normal walking,“ *J Mot Behav*, Nr. 15(4), p. 302–330, 1983.
- [87] C. Kirtley, M. W. Whittle und R. J. Jefferson, „Influence of walking speed on gait parameters,“ *J Biomed Eng*, Nr. 7(4), p. 282–288, 1985.
- [88] J. L. Lelas, G. J. Merriman, P. O. Riley und D. C. Kerrigan, „Predicting peak kinematic and kinetic parameters from gait speed,“ *Gait Posture*, Nr. 17(2), p. 106–112, 2003.
- [89] C. Lamoth, E. Ainsworth, W. Polomski und H. Houdijk, „Variability and stability analysis of walking of transfemoral amputees,“ *Medical Engineering & Physics*, 2010.
- [90] M. Bellmann, T. M. Köhler und T. Schmalz, „Comparative biomechanical evaluation of two technologically different microprocessor-controlled prosthetic knee joints in safety-relevant daily-life situations,“ *Biomedical Engineering*, 2018.
- [91] J. Thiele, B. Westebbe, M. Bellmann und M. Kraft, „Design und Leistungsfähigkeit mikroprozessorgesteuerter Kniegelenke,“ *Orthopädie Technik*, pp. 70-79, 2014.
- [92] L. Hof, „Scaling Gait Data To Body Size,“ *Gait & Posture*, p. 222–223, 1996.
- [93] C. P. Carty und M. B. Bennett, „The use of dimensionless scaling strategies in gait analysis,“ *Human movement science*, Nr. 28(2), p. 218–225, 2009.
- [94] P. Morette, M. Bisiaux und M. A. Lafortune, „Froude number fractions to increase walking pattern dynamic similarities: application to plantar pressure study in healthy subjects,“ *Gait & Posture*, Nr. 25(1), p. 40–48, 2007.
- [95] Mathworks, „Machine Learning and Statistics Toolbox Reference,“ [Online]. Available: <https://de.mathworks.com/help/stats/>. [Zugriff am 01 11 2017].
- [96] Matlab Central, „Mutual Information,“ Mathworks, [Online]. Available: <http://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/29046-mutual-information>. [Zugriff am 01 11 2017].
- [97] R. A. Fisher, „The Use of Multiple Measurements in Taxonomic Problems,“ *Annals of Eugenics*, Nr. 7, p. 179–188, 1936.
- [98] L. Breiman, „Random Forests,“ *Machine Learning*, Nr. 45, p. 5–32, 2001.

- [99] T. Hastie, R. Tibshirani und J. Friedman, *The Elements of Statistical Learning*, 2. Hrsg., New York: Springer, 2008.
- [100] T. A. Runkler, *Data Analytics Models and Algorithms for Intelligent Data Analysis*, Springer Vieweg, 2012.
- [101] S. Russell und P. Norvig, *Artificial Intelligence: A Modern Approach*, Prentice Hall, 2009.
- [102] H. Parvin, M. Mohamadi, S. Parvin, Z. Rezaei und B. Minaei, „Nearest Cluster Classifier,“ *Hybrid Artificial Intelligent Systems*, pp. 267-275, 2012.
- [103] Mathworks, „Lineare Diskriminanzanalyse,“ [Online]. Available: <https://de.mathworks.com/help/stats/classify.html>. [Zugriff am 01 11 2017].
- [104] S. Mallat, „Mathematical Mysteries of Deep Neural Networks,“ in *BIMoS Distinguished Lecture*, Technische Universität Berlin, 2017.
- [105] M. Mücke, *Validierung eines inertialsensorbasierten Ganganalysesystems für transfemorale Amputierte*, Berlin: Technische Universität Berlin, 2013.
- [106] M. G. Benedetti, F. Catani, A. Leardini, E. Pignotti und S. Giannini, „Data management in gait analysis for clinical applications,“ *Clinical Biomechanics*, Nr. 13(3), p. 204–215, 1998.
- [107] J. Crosbie, R. Vachalathiti und R. Smith, „Age, gender and speed effects on spinal kinematics during walking,“ *Gait & Posture*, Nr. 5(1), p. 13–20, 1997.
- [108] M. P. Kadabe, H. K. Ramakrishnan und M. E. Wootten, „Measurement of lower extremity kinematics during level walking,“ *Journal of orthopaedic research: official publication of the Orthopaedic Research Society*, Nr. 8(3), p. 383–392, 1990.
- [109] A. Leardini, F. Biagi, A. Merlo, C. Belverdere und M. G. Benedetti, „Multi-segment trunk kinematics during locomotion and elementary exercises,“ *Clinical biomechanics*, Nr. 26(6), p. 562–571, 2011.
- [110] V. P. Stokes, C. Andersson und H. Forssberg, „Rotational and translational movement features of the pelvis and thorax during adult human locomotion,“ *Journal of Biomechanics*, Nr. 22(1), p. 43–50, 1989.
- [111] Wetz, Hafkemeyer, Wühr und Drerup, „Einfluss des C-Leg-Kniegelenk-Pasteiles der Fa. Otto Bock auf die Versorgungsqualität Oberschenkelamputierter,“ *Orthopäde*, Nr. 34, 2005.
- [112] J. W. Wannop, J. T. Worobets und D. J. Stefanyshyn, „Normalization of Ground Reaction Forces, Joint Moments, and Free Moments in Human Locomotion,“ *Journal of Applied Biomechanics*, Nr. 28, pp. 665-676, 2012.
- [113] C. Seiffert, T. M. Khoshgoftaar, J. Van Hulse und A. Napolitano, „RUSBoost: Improving classification performance when training data is skewed,“ in *IEEE 19th International Conference on Pattern Recognition*, Tampa, 2008.

- [114] C. Cortes und V. Vapnik, „Support-Vector Networks,“ *Machine Learning*, Nr. 20(3), pp. 273-297, 1995.
- [115] Y. Freund und R. E. Schapire, „A Decision-Theoretic Generalization of On-Line Learning and an Application to Boosting,“ *Journal of Computer and System Sciences*, Nr. 55, pp. 119-139, 1997.
- [116] C. Schöllig, B. Lüders, J. Thiele, P. Seufert und M. Kraft, „Optimierung des Aufbaus von Transfemoralthesen – Analyse von Daten aus der mobilen Ganganalyse mit Methoden des maschinellen Lernens,“ in *Trends in Neuroergonomics Proceedings*, Berlin, 2015.

Herstellerverzeichnis

- [a] Ottobock SE & Co. KGaA, Max-Näder-Str. 15, 37115 Duderstadt, Germany
- [b] T & T Medilogic Medizintechnik GmbH, Mittelstraße 9, 12529 Schönfeld, Germany
- [c] Medizinische Hochschule Hannover, Anna-von-Borries-Str. 1-7, 30625 Hannover, Germany
- [d] Hempel GesundheitsPartner GmbH, Prinzenallee 84, 13357 Berlin, Germany
- [e] Techniker Krankenkasse, Bramfelder Straße 140, 22305 Hamburg, Germany
- [f] Xsens Technologies B.V., P.O. Box 559, 7500 AN Enschede, The Netherlands
- [g] Mathworks Inc., 1 Apple Hill Drive, Natick, MA 01760-2098, USA
- [h] GTM Testing and Metrology GmbH, Philipp-Reis-Str. 4-6, 64404 Bickenbach, Germany
- [i] Chas A Blatchford and Sons Ltd, Lister Road, Basingstoke, Hampshire, RG22 4AH, Great Britain
- [j] Freedom Innovations, 30 Fairbanks, Ste. 114, Irvine, CA 92618, USA
- [k] Rizzoli Ortopedia S.p.A., Via Cesare Battisti 44, 40054 Budrio (BO), Italy
- [l] Össur Deutschland GmbH, Augustinusstrasse 11A, 50226 Frechen, Germany
- [m] Vicon Motion Systems Ltd, 14 Minns Business Park, West Way, Oxford OX2 0JB, Great Britain
- [n] Kistler Instrumente AG, Eulachstr. 22, 8408 Winterthur, Switzerland
- [o] AMTI, 176 Waltham Street, Watertown, MA 02472, USA

Glossar

all-vs-all	Ansatz in der Mustererkennung bei Mehrklassenproblemen mit multiplen Vergleichen von jeweils zwei Klassen gegeneinander
Aufbau	auch Prothesenaufbau, konkrete geometrische Anordnung der Prothesenkomponenten zueinander
CAD	Computer Aided Design
CAD-CAM Schaft	auch längsovaler Schaft mit Umgreifung des Sitzbeinhöckers (Tuber ischiadicum) und geringer Weichteilkompression durch anatomisch orientierten Querschnitt
CoP/COP	Centre of Pressure, Durchstoßpunkt des Lastvektors auf der Kraftmessplatte
Demonstrator	Hier: Prototypisches System zum Nachweis der Machbarkeit eines mobilen Ganganalysesystem für den kommerziellen Einsatz
Expertensoftware	Hier: Steuerungs- und Analyseapp für das mobile Ganganalysesystem
EMG	Elektromyogramm
FEM	Finite Elemente Methode
Foot Strike	Bodenkontakt des Fußes, beim Gehen typischerweise zuerst mit dem Hacken
Ganganalysesoftware	Hier: Programm zur Auswertung von Messdaten des mobilen sowie stationären Ganganalysesystems und weiteren Metadaten
GC	Gangzyklus in % von initialem Fersenkontakt bis Schwungphasenende
Gehfehler	auch Gangfehler, Abweichung vom Idealbild des Gehens mit Beinprothese dass sich an gesunden Probanden orientiert
GRF	Ground Reaction Force
ICD	International Classification of Diseases Code zur Verschlüsselung von medizinischen Diagnosen
KNN	Klassifizierungsalgorithmus K-Nearest-Neighbour
Lastvektor	Visualisierung von Schnittlasten z.B. im Prothesenquerschnitt als Kraftvektor und Hebelarm. Der Hebelarm zwischen Prothesenquerschnitt und Ansatzpunkt des Kraftvektors repräsentiert die Belastung durch Versetzungsmomente.
LDA	Klassifizierungsalgorithmus lineare Diskriminanzanalyse
libSVM	Klassifizierungsalgorithmus Support Vector Machine („lib“ spezielle Variante)
MAS Schaft	Weiterentwicklung des CAD-CAM Schafte mit eher quadratischem Querschnitt und größerer Umgreifung des Sitzbeins sowie größeren Ausschnitten ant.-post.
MPK	Mikroprozessorgesteuertes Kniegelenk/Mikroprozessorgesteuerte Kniegelenke
NaiveBayes	Klassifizierungsalgorithmus Naive Bayes bzw. Bayes Klassifikator
NCC	Klassifizierungsalgorithmus Nearest Cluster Classifier, basiert auf KNN-Algorithmus
OS	Oberschenkel bzw. Oberschenkelsegment
OSG	Oberes Sprunggelenk, hier auch: funktionelle Sprunggelenksachse Sagittalebene
TF (transfemoral)	Amputationsniveau auf Höhe des Oberschenkels
TreeBagger	Klassifizierungsalgorithmus, basiert auf Random Forest Algorithmus
Trial	Ein Einzelversuch im Ganglabor, zumeist ein aufgenommener Doppelschritt beim Gehen auf der Laufbahn
TT (transtibial)	Amputationsniveau auf Höhe des Unterschenkels
US	Unterschenkel bzw. Unterschenkelsegment
Vaulting	Fersenreißen

Formelzeichen

A	Dynamikmatrix des Kalmanfilters
\vec{a}	Beschleunigung $\in \mathbb{R}^3$
C	Kalibriermatrix des F/M-Sensors mit den Komponenten $c_{1,1} \cdots c_{m,k}$.
\vec{c}	Ein nicht paralleler Vektor $\in \mathbb{R}^3$ zu einer Gelenkachse \vec{j}
E	Energie berechnet aus der Leistung in einem Zeitbereich
e	Fehler, zwischen den Winkeln aus den Accelerometerdaten und dem linearen Driftausgleich
\vec{e}	Einheitsvektor $\in \mathbb{R}^3$
\vec{F}	Kraftvektor $\in \mathbb{R}^3$
F	Kraft
F_x	Kraft in anterior-posteriorer Richtung
F_{norm}	Kraft normiert mit dimensionsloser Skalierung
F_z	Kraft in cranial-caudaler Richtung
f	Messfrequenz
g	Erdbeschleunigung
J	Gütefunktional für die Sensorfusion
\vec{j}	Gelenkachse $\in \mathbb{R}^3$
k	Anzahl der Ausgangssignale des F/M-Sensors
L	Lastmatrix bei der Kalibrierung des F/M-Sensors
l	Lastvektor bei der Kalibrierung des F/M-Sensors
\vec{l}	Hebelarm $\in \mathbb{R}^3$
l_p	Körpergröße Proband
l_s	Schrittlänge
l_{Snorm}	Schrittlänge normiert mit dimensionsloser Skalierung
\vec{M}	Momentenvektor $\in \mathbb{R}^3$
\vec{M}_{frei}	Momentenvektor $\in \mathbb{R}^3$ „freie Momente“
\vec{M}_{gem}	Momentenvektor $\in \mathbb{R}^3$ „gemessene Momente“ aus freien Momenten und Versetzungsmomenten
M	Moment
M_{norm}	Moment normiert mit dimensionsloser Skalierung
M_y	Sagittales Moment
m	Anzahl der Lastkomponenten des F/M-Sensors
m_p	Probandengewicht
N	Anzahl der möglichen Monome eines vollständigen Polynoms für die nichtlineare Kalibrierung
n	Anzahl der Kalibrierlastfälle des F/M-Sensors
P	Leistung berechnet aus externen Lasten und Geschwindigkeit
P_x	Translatorische Leistung aus Kraft und Geschwindigkeit in anterior-posteriorer Richtung
P_y	Rotatorische Leistung aus sagittalem Moment und sagittaler Winkelgeschwindigkeit
P_z	Translatorische Leistung aus Kraft und Geschwindigkeit in cranial-caudaler Richtung
R	Rotationsmatrix

S	Signalmatrix bei der Kalibrierung des F/M-Sensors
s	Signalvektor bei der Kalibrierung des F/M-Sensors
\vec{r}	Ortsvektor $\in \mathbb{R}^3$ z.B. zwischen Inertialsensor und Gelenkpol
\vec{s}	Ortsvektor des Root-Segments $\in \mathbb{R}^3$
T	Abtastintervall
t	Zeit
v	Geschwindigkeit
v_{norm}	Geschwindigkeit normiert mit dimensionsloser Skalierung
W	Vorläufiger Gelenkwinkel zur Bestimmung eines Orientierungsnullabgleichs
x	Weg in anterior-posteriorer Richtung
\vec{x}	Mehrdimensionale Lösung des Schätzalgorithmus zum Beispiel für Gelenkpositionen, Zustandsvektor des Kalmanfilters
z	Weg in cranial-caudaler Richtung
α	Sagittaler Gelenkwinkel
φ	Azimuthwinkel Kugelkoordinaten
$\vec{\varphi}$	Winkel $\in \mathbb{R}^3$ zwischen Root-Segment und Erdkoordinatensystem
$\vec{\omega}$	Winkelgeschwindigkeit $\in \mathbb{R}^3$
Θ	Polarwinkel Kugelkoordinaten

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1 Phasen des Gangzyklus [7]	13
Tabelle 2 Abweichungen vom typischen Gangbild mit transfemorale Beinprothese und Ursachen, Zusammenstellung nach Beckers und Deckers [29] sowie Baumgartner et al. [27]	16
Tabelle 3 Validierung der Gangphasenerkennung, zeitliche Abweichungen bei der Detektion der Gangereignisse zwischen den Messsystemen in ms	43
Tabelle 4 Varianzen der Messgrößen in den drei Raumrichtungen, schnelle Bewegung der Körpersegmente mit kleiner Amplitude im Stehen und Sitzen	77
Tabelle 5 Messfehler nach linearer Kalibrierung im Vergleich zu einem Referenzsensor und Nullpunktfehler aus Hystereseeffekten	86
Tabelle 6 Messfehler aus polynomialer Regression und Reduktion des Fehlers im Vergleich zu linearer Regression	88
Tabelle 7 Mittlerer Offset zwischen optimierter Koordinatensystemlage und gemessener Koordinatensystemlage des Oktapod, Vergleich der 63 best-case Trials.....	90
Tabelle 8 Vergleich zwischen Kraftmessplatten und Oktapod, erreichbarer mittlerer Fehlerbetrag bei Elimination der Transformationsfehler, berechnet aus 63 best-case Trials.....	90
Tabelle 9 Übersicht zu den ganganalytischen Studien und ihren Untersuchungsgegenständen.....	91
Tabelle 10 Überblick Probanden und statischer Prothesenaufbau MPK-Studie 1	95
Tabelle 11 Ganggeschwindigkeiten [m/s], Mittelwert und Standardabweichung über alle Probanden	95
Tabelle 12 Maximum des Knieflexionswinkels [°] in Abhängigkeit von der Ganggeschwindigkeit [m/s], Bestimmtheitsmaß (R^2), Norm der Residuen (normr) und Geradengleichung der linearen Regression über alle Probanden und Geschwindigkeiten	97
Tabelle 13 Anzahl der Schritte mit vollständiger Schwungphasenextension im Verhältnis zu allen gemessenen Schritten	97
Tabelle 14 Überblick Gelenkdesigns mikroprozessorgesteuerter Kniegelenke MPK-Studie 1	105
Tabelle 15 Überblick Probanden und statischer Prothesenaufbau MPK-Studie 2	108
Tabelle 16 Überblick Gelenkdesigns mikroprozessorgesteuerter Kniegelenke MPK-Studie 2	110
Tabelle 17 Links oben: Selbstgewählte Ganggeschwindigkeiten [m/s], Mittelwerte und Standardabweichungen; Rechts oben: Anzahl der Schritte mit vollständiger Extension am Ende der Schwungphase (Nulldurchgang der Kniewinkelgeschwindigkeit vor dem Auftreten) bezogen auf alle aufgenommenen Schritte der drei Ganggeschwindigkeiten; Unten: Ergebnisse der Multiple Comparison Procedure: Geschätzte Differenzen der Gruppenmittelwerte, obere und untere Grenzen des Konfidenzintervalls und p-Werte der Gruppenvergleiche (Signifikanzlevel 2%, $p > 0,02$ ausgegraut)	112
Tabelle 18 Confusion Matrix für die automatische Klassifikation von Aktivitätsmustern mit der Methode der linearen Diskriminanzanalyse und Angabe von Spezifität (Spezif.), Sensitivität und Genauigkeit/Accuracy (Accur.).....	123

Tabelle 19 Ergebnisse der Klassifizierung bei Stratified Cross Validation, Mittelwert der Genauigkeit über alle Folds.....	124
Tabelle 20 Ergebnisse der Klassifizierung bei Stratified Cross Validation und verschiedenen Feature Selection Methoden, Mittelwert der Genauigkeit über alle Folds	125
Tabelle 21 Ergebnisse der Klassifizierung bei Probandenspezifischen Klassifikator mit Stratified Cross Validation (links) und Probanden-übergreifendem Klassifikator mit Leave-one-out Validierung (rechts), Mittelwert der Genauigkeit über alle 17 Probanden.....	126
Tabelle 22 Übersicht Probanden Pilotstudie, Studie 1 und Studie 2.....	128
Tabelle 23 Übersicht zu Aufbauvariationen der Pilotstudie.....	129
Tabelle 24 Auswahl von mit Experten diskutierter Vorschläge für Aufbauvariationen in Studie 1	131
Tabelle 25 Subjektive Beurteilung des Prothesenaufbaus durch die Probanden, p-Werte des Wilcoxon Tests, signifikante Unterschiede markiert ($\alpha=10\%$)	148
Tabelle 26 Probandendaten ausgewählter Studien mit dokumentierten Oberkörpersegmentbewegungen.....	149
Tabelle 27 Übersicht zu den für die Klassifizierung verwendeten Daten	164
Tabelle 28 Methoden zur Variablenselektion	165
Tabelle 29 Gütemaße zur Beurteilung der Klassifizierungsalgorithmen (TP=true positive, FP=false positive, TN=true negative, FN=false negative)	166
Tabelle 30 Kombinationen von Variablenselektions- und Klassifizierungsmethoden bei stratifizierter Kreuzvalidierung und deutlicher Überanpassung des Modells	166
Tabelle 31 Übersicht Probanden.....	169
Tabelle 32 Vermessene Aufbauvarianten, Kniepolposition anterior-posterior und Knie- und Fußposition medio-lateral, Cluster A bis C für die Randomisierung, gewohnter Aufbau (Ist) mehrfach vermessen.....	170
Tabelle 33 Liste der biomechanischen Parameter mit Bezeichnern in der Ganganalysesoftware und verwendeter Priorisierung in der Mustererkennung zur Klassifikation der Prothesenaufbauvarianten	210
Tabelle 34 Dateinamenkonvention	214
Tabelle 35 Markerbezeichnungen und Positionen des reduzierten Plug-in-Gait-Markersets	221
Tabelle 36 Markerbezeichnungen und Positionen des Plug-in-Gait-Markersets	222
Tabelle 37 Ergebnisse der Patentrecherche in der Datenbank des europäischen Patentamts	224

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1 Abrollvorgang auf der Prothesenseite und resultierende Hüftpolposition für zwei Schritte, die Schnittpunkte der schwarz gestrichelten Lote mit der Abszisse stellen die aus der gemessenen Schrittlänge resultierenden Positionen des Prothesenfußes dar, die gestrichelten blauen Linien geben den überstrichenen Winkel des Oberschenkels an (typischer Bewegungsumfang von -30° bis 20°), rot: Daten eines Probanden, blau: angenommener Abrollvorgang bei durchgestreckter Prothese und fehlendem Einfluss der Vorfuß- und Fersenhebel	11
Abbildung 2 Komponenten der ersten prototypischen Version des Messsystems und Datenfluss während der Messung.....	23
Abbildung 3 Kraft- und Momentensensor Oktapod mit Verschiebeadapter zur Aufbauvariation und Ganganalysemarkern (links: große Bauhöhe Verschiebeadapter stufenlos, rechts: geringe Bauhöhe Verschiebeadapter mit fester Teilung)	24
Abbildung 4 Entwickelter Demonstrator, rechts: Anbringung der Sensoren an Gliedmaßen und Prothese, links unten: Basisstation mit zwei Inertialsensoreinheiten, links Mitte: Inertialsensoreinheit mit Gurtsystem, links oben: Beispielausgabe der Expertensoftware auf dem zugehörigen Tablet	25
Abbildung 5 Nutzertests mit einem Orthopädietechniker mit Klick-Prototypen der Expertensoftware auf Tablet.....	26
Abbildung 6 Kombinierte visuelle Darstellung der Prothesenbelastung (rot) und der Kinematik von Prothese (blau) sowie Körpersegmenten (schwarz), Messwerte in der Sagittalebene über einen Doppelschritt	26
Abbildung 7 Ausschnitt der grafischen Benutzeroberfläche der Expertensoftware	27
Abbildung 8 Übersicht Datenverarbeitung und -struktur	29
Abbildung 9: Bezeichnungen der Ganganalysemarker	30
Abbildung 10: Positionen der Inertialsensoren.....	31
Abbildung 11: Oktapod mit Winkelsensoren und Ganganalysemarker	32
Abbildung 12: Beispielmessung auf dem LASAR-Posture.....	32
Abbildung 13: Grafische Nutzeroberfläche der Funktion MDERstellen	34
Abbildung 14 zeitliche Synchronisation GA-Oktapod per Drag and Drop	35
Abbildung 15 Auswahlfenster für Kalibrierbewegungen mit Nullpunktdrift in allen Dimensionen	35
Abbildung 16 Oberfläche Messdaten erweitern	37
Abbildung 17 Ideale Sensorposition auf dem Schuh mit Sensorkoordinatensystem (links), tatsächliche Anbringung eines Inertialsensors und der Ganganalysemarker (rechts)	41
Abbildung 18 Beschleunigung in vertikaler (Accz, schwarz) und frontaler (Accx, blau) Richtung während eines Doppelschrittes, Zeitpunkte des initialen Fersenkontaktes (FS: Foot Strike) aus der stationären Ganganalyse (rot), links kontralaterale Seite, rechts Prothesenseite	41
Abbildung 19 Winkelgeschwindigkeiten um die lokale y-Achse des Sensors (schwarz) und eine detektierte Zehenablösung der stationären Ganganalyse (rot) für die kontralaterale Beinseite	42

Abbildung 20 Die Sensoren (blau) werden auf der Hautoberfläche der Testperson aufgebracht die hier durch acht gelenkig verbundene Körpersegmente modelliert wird. Jeder Sensor beinhaltet ein 3D-Accelerometer zur Messung der Beschleunigung, ein 3D-Gyroskop zur Messung der Winkelgeschwindigkeiten und ein 3D-Magnetometer zur Messung des Magnetfelds.....	45
Abbildung 21 Lösungsraum der Gelenkposition bei der Kalibrierbewegung Kniebeugen	56
Abbildung 22 Lösungsraum der Gelenkachsenschätzung bei der Kalibrierbewegung Kniebeugen	56
Abbildung 23 Lösungsraum der Gelenkposition bei der Kalibrierbewegung Radfahren.....	57
Abbildung 24 Lösungsraum der Gelenkachse bei der Kalibrierbewegung Radfahren	57
Abbildung 25 Lösungsraum der Gelenkposition bei der Kalibrierbewegung Schwingen	58
Abbildung 26 Lösungsraum der Gelenkachse bei der Kalibrierbewegung Schwingen.....	58
Abbildung 27 Übereinstimmung der Beschleunigungsbeträge im Gelenk für einen repräsentativen Schritt bei der Kalibrierbewegung Kniebeugen.....	59
Abbildung 28 Übereinstimmung der Beschleunigungsbeträge im Gelenk für einen repräsentativen Schritt bei der Kalibrierbewegung Radfahren	60
Abbildung 29 Übereinstimmung der Beschleunigungsbeträge im Gelenk für einen repräsentativen Schritt bei der Kalibrierbewegung Schwingen	60
Abbildung 30 Kniewinkel in der Sagittalebene aus Accelerometer- und Gyroskopdaten	63
Abbildung 31 Beschleunigungen im geschätzten Kniegelenkspol für einen Beispielschritt für Oberschenkelsensor (ao) und Unterschenkelsensor (au)	67
Abbildung 32 Beschleunigungsvektoren in der Sagittalebene des Oberschenkelsensors (rot) und Unterschenkelsensors (blau)	68
Abbildung 33 Beschleunigungsvektoren in der Frontalebene des Oberschenkelsensors (rot) und Unterschenkelsensors (blau)	68
Abbildung 34 Kniewinkel aus Sensorrohdaten der Accelerometer mit Oszillationen (frontal: α Acc _x , sagittal: α Acc _y) und der Gyroskope mit Drift (frontal: α Gyr _x , sagittal: α Gyr _y , transversal: α Gyr _z), Kniewinkel aus Sensorrohdaten der Accelerometer nach lowpass-Filter (frontal: α Accfilt _x , sagittal: α Accfilt _y), Kniewinkel aus beiden Sensortypen mit linearem Driftausgleich berechnet (frontal: α LDA _x , sagittal: α LDA _y) und mit Kalmanfilter berechnet (α KF _y), Beispielschritt.....	70
Abbildung 35 FE-Analyse der ursprünglichen (links) und optimierten (rechts) Sensorgeometrie (von-Mises-Vergleichsspannung)	79
Abbildung 36 Schaltung der Dehnungsmessstreifen (links) und Anordnung auf den 8 Stegen des Kraft-/Momentensensor (Mitte) sowie FEM-Analyseergebnisse des Oktapod TF der Sensorversion für erhöhte Belastungen (rechts, Zugdehnungszonen C in medio-lateraler Richtung bei Axialbelastung) .	80
Abbildung 37 Einrichtung zur manuellen Kalibrierung.....	84
Abbildung 38 Automatisierter Kalibrierprüfstand, Schrittmotoren mit Hubspindeln (rot), Kraft-/Momentensensor Oktapod (blau), Referenz Kraft- Momentensensor (grün)	85
Abbildung 39 Signaloffset während des Kalibrierversuchs, jeder Datenpunkt repräsentiert einen über Mittelwertbildung bestimmten Offset nach Entlastung des Sensors, Drifteffekte aus	

Temperaturdehnung zu Beginn der Messung und Hystereseeffekte durch meist wechselseitige Belastung verschiedener Stufen	86
Abbildung 40 Root Mean Square Error (RMSE) der einzelnen Komponenten bei polynomialer Regression mit verschiedenen Monomanzahlen bezogen auf den RMSE der linearen Regression (rote Punkte), geschätzter Anteil der Hysterese (Strich-Punkt-Linie schwarz)	87
Abbildung 41 Beispielhafter Vergleich zwischen Kräften und Momenten der mobilen (durchgezogen) und stationären (gestrichelt) Ganganalyse (F_x/M_x rot, F_y/M_y grün, F_z/M_z blau) in der Standphase....	89
Abbildung 42 Ganggeschwindigkeit [m/s], gewichtete Mittelwerte und Konfidenzintervalle ($\alpha=0.05$) über alle Geschwindigkeiten und Probanden	96
Abbildung 43 Maximum des Knieflexionswinkels [°] in Abhängigkeit zur Ganggeschwindigkeit [m/s] für alle gemessenen Schritte, Regressionsgrade für alle Ganggeschwindigkeiten und Probanden, links: amputierte Seite, rechts: kontralaterale Seite.....	96
Abbildung 44 Mittlerer Knieflexionswinkel [°] über Gangzyklus [%] am Ende der Schwungphase; Ganggeschwindigkeiten: langsam (links), mittel (Mitte), schnell (rechts).....	97
Abbildung 45 Kniewinkelgeschwindigkeit [°/s] kurz vor dem Auftreten, gewichtete Mittelwerte und Konfidenzintervalle ($\alpha=0.05$) über alle Ganggeschwindigkeiten und Probanden	98
Abbildung 46 Mittlerer Knieflexionswinkel [°] (links) und mittlere Kniewinkelbeschleunigung [°/s ²] (rechts) über Gangzyklus [%] während der Standphasenflexion, Mittelwert über alle Probanden, Schritte mit bewusster Standphasenflexion	98
Abbildung 47 Minimum der Kniewinkelbeschleunigung [°/s ²] zwischen 25 und 45% Gangzyklus, gewichtete Mittelwerte und Konfidenzintervalle ($\alpha=0.05$) über alle Probanden, Schritte mit bewusster Standphasenflexion	99
Abbildung 48 Minimum des sagittalen Hüftmoments [Nm], gewichteter Mittelwert und Konfidenzintervalle ($\alpha=0.05$) über alle Probanden für die mittlere Ganggeschwindigkeit	99
Abbildung 49 C-Leg Hydraulikschema, rot: Ölfluss/Kolbenbewegung während der Extension, blau: Ölfluss/Kolbenbewegung während der Flexion	100
Abbildung 50 C-Leg Gestaltung der Hydraulik mit Extensionsunterstützung (3), Rückschlagventile (4a und 4b), Blattfedern Extensionsanschlag (7) und Überdruckventil (8); Defekt: deutlicher Lufteinschluss in der Hydraulik.....	100
Abbildung 51 Plié2.0 Hydraulikschema, rot: Ölfluss/Kolben-/Membranbewegung während der Extension, blau: Ölfluss/Kolben-/Membranbewegung während der Flexion	101
Abbildung 52 Computertomographie des Plié2.0, oben: Überblick mit Hydraulik (A, B und D) pneumatischer Extensionsunterstützung (C) und druckabhängigem Ventil (4b/6), unten links: Umschaltventil (5) mit geringem Querschnitt, unten rechts: Rückschlagventil (4c) mit großem Querschnitt sowie manuell einstellbares Ventil (1)	102
Abbildung 53 Orion Hydraulik- und Pneumatikschema, rot: Ölfluss/Kolbenbewegung während der Extension, blau: Ölfluss/Kolbenbewegung während der Flexion	103
Abbildung 54 Orion Gestaltung der Pneumatik (C und D), Hydraulik (A und B), des Nadelventils (3) und Rückschlagventils (4c).....	103

Abbildung 55 Rel-K Hydraulikschema, rot: Ölfluss/Kolbenbewegung während der Extension, blau: Ölfluss/Kolbenbewegung während der Flexion	104
Abbildung 56 Rel-K Gestaltung der Hydraulik mit servohydraulischem Ventil (1) und Rückschlagventilen (4a und 4c).....	105
Abbildung 57 Rheo Knee 3 Funktionsprinzip der magnetorheologischen Kupplung, links: Überblick, rechts oben: magnethoreologisches Fluid, rechts unten: Extensionsunterstützungsfeder im CT-Bild, blaue Pfeile: magnetischer Fluss, rot: ferromagnetische Partikel, orange: Partikelketten	109
Abbildung 58 Rheo Knee 3 Gestaltung der magnetorheologischen Kupplung, Rahmen mit Unterschenkel (US) bzw. Prothesenfuß verbunden, Pyramidenadapter mit Oberschenkel (OS) bzw. Schaft verbunden.....	109
Abbildung 59 MPK Studie 2 Ergebnisse im Ganglabor: Mittelwertkurven und Streubereich (Bereich der Perzentile farblich markiert), oben links: Knieflexionswinkel Standphasenbeugung, oben rechts: Winkelbeschleunigung Kniegelenk am Streckanschlag bei Standphasenextension, Mitte links: Kniewinkelmaximum Schwungphase (einzelne Werte und Regressionsgrade), Knieflexionswinkel vor dem Auftreten für langsame (Mitte rechts) selbstgewählte (unten links) und schnelle Ganggeschwindigkeit (unten rechts)	113
Abbildung 60 3D-Histogramm des Kraftangriffspunktes auf Kniehöhe am Vertikalkraftmaximum (Auftreten), Daten eines Probanden über 1 Jahr	118
Abbildung 61 Erstes Minimum der Vertikalkraft (MST) über Geschwindigkeit; rechts: Rohdaten von sieben Probanden und Regressionsgerade ($R^2=0,23$); links: Dimensionslose Skalierung der Daten und Regressionsgerade ($R^2=0,48$)	119
Abbildung 62 Einordnung der Gangparameter Geschwindigkeit, Schrittlänge, Maximum Kraft anterior-posterior, Minimum Kraft cranial-caudal, Maximum Sagittalmoment Abstoßen und Spanne sagittaler Kniewinkel aus zwei Messungen der Aufbauvariationsstudie in die mit dimensionsloser Skalierung ermittelten Streubänder (blaue Boxplots), grüne Markierungen links: Mittelwerte bei Kniepolverschiebung anterior 12 mm, grüne Markierungen rechts: Mittelwerte bei Kniepolverschiebung posterior 12 mm.....	120
Abbildung 63 Richtungsangaben für die Variationen des Prothesenaufbaus in der Sagittalebene (links) und Frontalebene (rechts)	130
Abbildung 64 Beispielaufbau einer Transfemoralthese mit dem mobilen Ganganalysesystem: A Inertialsensor, B Datenlogger und Funkmodul, C Verschiebeadapter, D Kraft- und Momentensensor, E Akku	131
Abbildung 65 Proband beim Treppensteigen auf der instrumentierte Treppe mit Podest im Gang- und Bewegungsanalysezentrum OrthoGO der medizinischen Hochschule Hannover.....	132
Abbildung 66 Pilotstudie, Vertikalkraftverlauf prothetische Seite, Bench Alignment Proband A (rot) und B (blau) mit Perzentilen (gepunktet), mobiles Messsystem.....	134
Abbildung 67 Pilotstudie, Kniewinkelverlauf prothetische Seite, Bench Alignment Proband A (rot) und B (blau) mit Perzentilen (gepunktet), mobiles Messsystem.....	134
Abbildung 68 Pilotstudie, Sagittales Kniemoment prothetische Seite, Bench Alignment aus 4 Messtagen für Proband A (Rottöne) und 3 Messtagen für Proband B (Blautöne), mobiles Messsystem	135

Abbildung 69 Pilotstudie, Frontales Kniemoment prothetische Seite, Bench Alignment aus 4 Messtagen für Proband A (Rottöne) und 3 Messtagen für Proband B (Blautöne), mobiles Messsystem	135
Abbildung 70 Pilotstudie, Vertikalkraftverlauf prothetische Seite, Proband A mit Prothesenfuß 1D35 und 1C40 bei den Aufbauvarianten Bench Alignment, Fuß-Innenrotation, Fuß-Außenrotation, mobiles Messsystem	136
Abbildung 71 Pilotstudie, Sagittales Hüftmoment prothetische Seite, Proband A mit Prothesenfuß 1D35 und 1C40 bei den Aufbauvarianten Bench Alignment, Fuß-Innenrotation, Fuß-Außenrotation, mobiles Messsystem.....	137
Abbildung 72 Pilotstudie, Sagittales Kniemoment prothetische Seite, Proband A und B, Bench Alignment, Fuß und Knie 12,5 mm anterior und 12,5 mm posterior, mobiles Messsystem.....	138
Abbildung 73 Pilotstudie, Frontalmomente im Kniegelenk prothetische Seite, Proband A und B, Bench Alignment, Schaft Adduktion und Abduktion von 5°, mobiles Messsystem	139
Abbildung 74 Pilotstudie, Torsionsmoment prothetische Seite, Proband A und B, Bench Alignment, Schaft Adduktion und Abduktion von 5°, mobiles Messsystem.....	139
Abbildung 75 Pilotstudie, Torsionsmoment prothetische Seite, Proband A und B, Bench Alignment, Knieinnenrotation und Knieaußenrotation, mobiles Messsystem	140
Abbildung 76 Standphasendauer in Prozent-Gangzyklus [%], gewichteter Mittelwert und Konfidenzintervall aus n-way ANOVA mit post-hoc Test Multiple Comparison Procedure mit Bonferroni-Korrektur	141
Abbildung 77 Studie 1, Proband A, Sagittalmoment im Kniegelenk, Gewohnter Aufbau, Bench Alignment, Knieverschiebung 12 mm anterior und 12 mm posterior, mobiles Messsystem	142
Abbildung 78 Studie 1, Proband A, Knieflexionswinkel, Gewohnter Aufbau, Bench Alignment, Knieverschiebung 12 mm anterior und 12 mm posterior, mobiles Messsystem.....	143
Abbildung 79 Studie 1, Proband D, Sagittalmoment Knie, Gewohnter Aufbau, Bench Alignment, Knieverschiebung 5 mm anterior und 5 mm posterior, mobiles Messsystem.....	143
Abbildung 80 Studie 1, Proband D, Vertikalkraftverlauf mit Dreifach-Höcker, Gewohnter Aufbau, Bench Alignment, Knieverschiebung 5 mm anterior und 5 mm posterior, mobiles Messsystem	144
Abbildung 81 Studie 1, Proband D, Knieflexionswinkel, Gewohnter Aufbau, Bench Alignment, Knieverschiebung 12 mm anterior und 12 mm posterior, mobiles Messsystem.....	145
Abbildung 82 Studie 1, Proband C, Vertikalkraft, Gewohnter Aufbau, Bench Alignment, Knieverschiebung 5 mm anterior und 5 mm posterior, mobiles Messsystem.....	145
Abbildung 83 Studie 1, Proband C, Sagittalmoment, Gewohnter Aufbau, Bench Alignment, Knieverschiebung 5 mm anterior und 5 mm posterior, mobiles Messsystem.....	146
Abbildung 84 Sagittalmoment bei verschiedenen Prothesenaufbauten und Erwartungswerte des Bewegungsmodells, links: Proband A (Pilotstudie), rechts: Proband G (Studie 1), mobiles Messsystem	147

Abbildung 85 Schwungphaseneinleitung anhand des Maximums des Sagittalmoments über der Kniepolposition, Ergebnisse der linearen Regressionsanalyse; Werte und Regressionsgrade der Probanden A-D	148
Abbildung 86 Thorax-Winkel [°] in der Frontalebene über einen Gangzyklus [%] nach [110] (A) und gespiegelt mit wahrscheinlichem Nullpunktoffset nach [109] (B)	149
Abbildung 87 Symmetrischer Verlauf des Thorax-Winkels in der Frontalebene (schwarz) mit Standardabweichung (gestrichelt), Ist-Aufbau, Proband D, Daten der stationären Ganganalyse, FS _{amp} : Foot Strike amputierte Seite, TO _{amp} : Toe Off amputierte Seite, FS _{con} : Foot Strike kontralaterale Seite, TO _{con} : Toe Off kontralaterale Seite	150
Abbildung 88: Verstärkte Rumpfneigung mit asymmetrischer Verlauf des Thorax-Winkels in der Frontalebene (schwarz) mit Standardabweichung (gestrichelt), Ist-Aufbau, Proband E, Daten der stationären Ganganalyse, FS _{amp} : Foot Strike amputierte Seite, TO _{amp} : Toe Off amputierte Seite, FS _{con} : Foot Strike kontralaterale Seite, TO _{con} : Toe Off kontralaterale Seite	150
Abbildung 89 Thorax-Winkel in der Transversalebene nach [110] (A) und [109] gespiegelt (B).....	151
Abbildung 90 Thorax-Winkel in der Transversalebene (schwarz) mit Standardabweichung (gestrichelt), Ist-Aufbau, Proband D, Daten der stationären Ganganalyse, FS _{amp} : Foot Strike amputierte Seite, TO _{amp} : Toe Off amputierte Seite, FS _{con} : Foot Strike kontralaterale Seite, TO _{con} : Toe Off kontralaterale Seite	151
Abbildung 91 Pelvis-Winkel in der Frontalebene nach [110] (A), [106] gespiegelt (B), [108] (C) und [107] (D).....	152
Abbildung 92 Pelvis-Winkel in der Frontalebene (schwarz) mit Standardabweichung (gestrichelt), Ist-Aufbau, Proband D, Daten der stationären Ganganalyse, FS _{amp} : Foot Strike amputierte Seite, TO _{amp} : Toe Off amputierte Seite, FS _{con} : Foot Strike kontralaterale Seite, TO _{con} : Toe Off kontralaterale Seite	153
Abbildung 93 Pelvis-Winkel in der Frontalebene (schwarz) mit Standardabweichung (gestrichelt), Ist-Aufbau, Proband C, Daten der stationären Ganganalyse, FS _{amp} : Foot Strike amputierte Seite, TO _{amp} : Toe Off amputierte Seite, FS _{con} : Foot Strike kontralaterale Seite, TO _{con} : Toe Off kontralaterale Seite	153
Abbildung 94 Vergleich der Messdaten aus Studie 1 und Studie 2, Proband C, Sagittalmoment Knie, Studie 1 (mit C-Leg): Bench Alignment und davon ausgehend Knieverschiebung 5 mm anterior-posterior mit Plantarflexionskorrektur, Studie 2 (mit Genium): Gewohnter Aufbau und davon ausgehend Knieverschiebung 9 mm anterior-posterior sowie Plantarflexion und Dorsalextensions, mobiles Messsystem.....	154
Abbildung 95 Knieflexionswinkel in der Standphase Studie 2, Deutliche Vorflexion des Kniegelenks Genium bei allen Aufbauvarianten, vermehrte Standphasenflexion bei 9mm anteriorer Kniepolverschiebung, Proband C, mobiles Messsystem	155
Abbildung 96 Studie 2, Proband C, Sagittalmoment Knie, Gewohnter Aufbau, Knieverschiebung 9 mm anterior-posterior, Plantarflexion und Dorsalextensions, mobiles Messsystem.....	156
Abbildung 97 Studie 2, Proband D, rotatorische Leistung der Stumpfes als Produkt aus Flexionswinkelgeschwindigkeit und sagittalem Hüftmoment bei unterschiedlichen Aufbauvarianten, Daten der stationären Ganganalyse	157
Abbildung 98 Studie 2, Proband D, Mittlere Leistung im Kniegelenk während der Standphasenbeugung, Zunahme der Leistung durch vermehrte Flexion bei Kniepolverschiebung 9 mm anterior, Daten der stationären Ganganalyse.....	158

Abbildung 99 Studie 2, Proband D, Mittlere Leistung im Kniegelenk über den Gangzyklus, Überblick für einen Schritt, Daten der stationären Ganganalyse	158
Abbildung 100 Studie 2, Proband D, Dichteverteilung des Parameters „Pushfaktor“ als Integral aus Vertikalkraft und Winkelgeschwindigkeit des Sprunggelenks in der Sagittalebene am Ende der Standphase	159
Abbildung 101 Verteilung der Extrema des Sagittalmoments (Wahrscheinlichkeitsdichtefunktion) bei verschiedenen Prothesenaufbauvarianten des Probanden D, oben: Minimum beim Auftreten, unten: Maximum beim Abstoßen, mobiles Messsystem	160
Abbildung 102 Positionen der Inertialsensoren	171
Abbildung 103 Studie 3, Proband J, Intraindividuelle Variabilität gewohnter Aufbau (Ist-Aufbau) über den Messtag, links: Kraft cranial-caudal im lokalen Oberschenkelkoordinatensystem, rechts: Kraft medio-lateral im lokalen Oberschenkelkoordinatensystem	172
Abbildung 104 Studie 3, Proband J, Knieflexionswinkel Prothesenseite bei verschiedenen anterior-posterioren Kniepolpositionen, links: gesamter Schritt, rechts: Standphase.....	172
Abbildung 105 Studie 3, Proband J, Frontalmoment Knie Prothesenseite bei verschiedenen medio-lateralen Prothesenpositionen (Knie und Fuß zusammen unterhalb des Schaftes verschoben)	173
Abbildung 106 Studie 3, Proband H, oben: Sagittales Kniemoment bei anterior-posteriorer Kniepolverschiebung (oben links) und kombinierter anterior+lateral bis posterior+medialer Knieverschiebung (oben rechts), unten: Frontales Kniemoment bei medio-lateraler Kniepolverschiebung (oben links) und kombinierter anterior+lateral bis posterior+medialer Knieverschiebung (oben rechts), lokales Kniekoordinatensystem Prothesenseite.....	174
Abbildung 107 Studie 3, Proband K, Frontaler Oberkörperwinkel, links: normales Bewegungsmuster eines transfemoral amputierten Probanden, rechts: Duchenne-Trendelenburg Gangmuster mit starker Neigung zur Prothesenseite in der Standphase	175
Abbildung 108 Studie 3, Proband K, Frontaler Oberschenkelwinkel Prothesenseite, links: normales Bewegungsmuster eines transfemoral amputierten Probanden, rechts: ausgeprägte Zirkumduktion der Prothese in der Schwungphase.....	176
Abbildung 109 Studie 3, Proband K, Sagittaler Sprunggelenkwinkel gesunde Seite, links: normales Bewegungsmuster eines transfemoral amputierten Probanden, rechts: ausgeprägtes Fersenreißen/Vaulting in der Standphase	176
Abbildung 110 Messdatenstrom des Oktapod in Datalab („DLAB“)	214
Abbildung 111 Zuordnung Markernummer zur jeweiligen Einzelmessung	214
Abbildung 112 Zeitliche Synchronisation GA-Oktapod per Drag and Drop, Detail	215
Abbildung 113 GUI zur Zuordnung der XSens-Sensoren.....	215
Abbildung 114 Überprüfung der Achsen- und Gelenkpositionsschätzung	216
Abbildung 115 Auswahlfenster für Winkelnullabgleich	216
Abbildung 116 Grafische Synchronisation Inertialsensoren und Oktapod.....	217

Abbildung 117: Rotatorische Gangparameter des Oberkörpers im intraindividuellen Vergleich, Prothesenaufbauvarianten: Ist: gewohnter Aufbau, Bench: Aufbau nach Herstellervorgabe, Knie ant: Kniepolverschiebung nach anterior, Knie post: Kniepolverschiebung nach posterior, Proband D	218
Abbildung 118 Studie 2, Proband D, rotatorische Leistung der Stumpfes als Produkt aus Flexionswinkelgeschwindigkeit und sagittalem Hüftmoment bei unterschiedlichen Aufbauvarianten, Daten der stationären Ganganalyse	219
Abbildung 119 Studie 2, Proband D, translatorische Leistung der Hüfte als Produkt aus cranial-caudaler Geschwindigkeit des Hüftpols und Vertikalkraft bei unterschiedlichen Aufbauvarianten, Daten der stationären Ganganalyse	219
Abbildung 120 Studie 2, Proband D, translatorische Leistung der Hüfte als Produkt aus anterior-posteriorer Geschwindigkeit des Hüftpols und Kraft in Progressionsrichtung bei unterschiedlichen Aufbauvarianten, Daten der stationären Ganganalyse	220
Abbildung 121 Markerbezeichnungen und Positionen des reduzierten Plug-in-Gait-Markersets.....	221
Abbildung 122 Markerpositionen des Plug-in-Gait-Markersets.....	223

Anhang A Liste der Gangparameter

Tabelle 33 Liste der biomechanischen Parameter mit Bezeichnern in der Ganganalysesoftware und verwendeter Priorisierung in der Mustererkennung zur Klassifikation der Prothesenaufbauvarianten

Parameter	Beschreibung	Priorität
Zeit-Distanz-Parameter		
amp_Schrittdauer_FGMT	[ms] Schrittdauer amputierte Seite aus kinetischen Daten	niedrig
amp_Schrittdauer_FGRS	[ms] Schrittdauer amputierte Seite aus kinematischen Daten	niedrig
con_post_Schrittdauer_FGRS	[ms] Schrittdauer folgender kontralateraler Schritt	niedrig
amp_Standphasenende_FGMT	[Prozent] Standphasendauer relativ amputierte Seite aus kinetischen Daten	niedrig
amp_Standphasenende_FGRS	[Prozent] Standphasendauer relativ amputierte Seite aus kinematischen Daten	mittel
con_post_Standphasenende_FGRS	[Prozent] Standphasendauer relativ folgender kontralateraler Schritt	niedrig
amp_Schrittlänge	[m] Schrittlänge amputierte Seite aus Acc-Daten des Fußsensors	niedrig
con_post_Schrittlänge	[m] Schrittlänge folgender kontralateraler Schritt aus Acc-Daten des Fußsensors	mittel
amp_Geschwindigkeit	[m/s] Geschwindigkeit amputierte Seite	niedrig
con_post_Geschwindigkeit	[m/s] Geschwindigkeit folgender kontralateraler Schritt	niedrig
Parameter aus Kräften [N] auf amputierten Seite (falls nicht anders angegeben im lokalen Koordinatensystem Knie)		
Fx_max	Maximum anterior-posteriore Kraft	hoch
Fx_min	Minimum anterior-posteriore Kraft	hoch
Fy_max	Maximum medio-laterale Kraft	hoch
Fy_min_LR	Minimum Belastungsantwort	hoch
Fy_min_PS	Minimum Abstoßen	hoch
Fz_max_MST_pos	Position (%Gangzyklus) lokales Maximum Vertikalkraft mittlere Standphase	niedrig
Fz_max_MST_val	Wert lokales Maximum Vertikalkraft mittlere Standphase	niedrig
Fz_min1_MST_pos	Position (%Gangzyklus) erstes Minimum Vertikalkraft	niedrig
Fz_min1_MST_val	erstes Minimum Vertikalkraft	niedrig
Fz_min2_MST_pos	Position (%Gangzyklus) zweites Minimum Vertikalkraft	niedrig
Fz_min2_MST_val	zweites Minimum Vertikalkraft	niedrig
Fz_humpchar_MST	Kennwert für die Dynamik zwischen Fz min1, max und min2	niedrig
Fz_humpdyn_MST	Kennwert für die Dynamik zwischen Fz min1, max und min2	niedrig
Fz_ratio_min2min1	Kennwert für die Dynamik zwischen Fz min1, max und min2	niedrig
Fz_integralneg_stance	in Ns, negatives Integral Fz	mittel
Fz_at_My_nullpos_PS	neu 21.03.2014, Vertikalkraft bei Sagittalmomenten Nulldurchgang zu Beginn der Schwungphase	mittel
Parameter aus Momenten [Nm] auf amputierten Seite (falls nicht anders angegeben im lokalen Koordinatensystem Knie)		
Mx_max1_stance	Frontalmoment erstes Maximum Standphase	mittel
Mx_max2_stance	Frontalmoment zweites Maximum Standphase	mittel
Mx_integralpos_stance	positives Integral Frontalmoment Standphase	hoch

Mx_hip_integral_stance	positives Integral Frontalmoment im Hüftdrehpunkt Standphase	hoch
My_min_stance_pos	Fronmtalmoment Position (%Gangzyklus) Minimum Standphase	niedrig
My_min_stance	Frontalmoment Minimum Standphase	mittel
My_max1_stance_pos	Zugehörige Position (%Gangzyklus)	mittel
My_max1_stance	Sagittalmoment Maximum Belastungsantwort	hoch
My_max2_stance_pos	Zugehörige Position (%Gangzyklus)	mittel
My_max2_stance	Sagittalmoment Maximum Schwungphaseneinleitung	hoch
My_integralneg_stance	in Nms, negatives Integral Sagittalmoment	hoch
My_hip_max_swing	Maximum Hüftmoment sagittal in der Schungphase	mittel
Mz_oscill_swing	Anzahl der Nulldurchgänge Torsionsmoment	niedrig
Mz_min_LR	Torsionsmoment Minimum Belastungsantwort	hoch
Mz_min_MST	Torsionsmoment Minimum mittlere Standphase	mittel
Mz_max	Torsionsmoment Maximum	mittel
My_hip_min	Sagittalmoment Hüfte Minimum	mittel
My_hip_max	Sagittalmoment Hüfte Maximum	hoch
My_nullpos_LR	Position (%Gangzyklus) Nulldruchgang Sagittalmoment Belastungsantwort	niedrig
My_nullpos_PS	Position (%Gangzyklus) Nulldruchgang Sagittalmoment Schwungphaseneinleitung	niedrig
Kinematische Parameter aus Oktapodwinkelsensoren [°]		
Wdiff_span	Wertespanne Kniewinkel Schritt	niedrig
Wdiff_span_LR	Wertespanne Kniewinkel Standphasenbeugung	mittel
Wdiff_relmin_stphext	Minimum Kniewinkel Standphasenextension (vollständige Streckung)	mittel
Wv_nullpos_TSW	Position (%Gangzyklus) Nulldurchgang Kniewinkelgeschwindigkeit vor Standphasenbeginn	niedrig
Kinematische Parameter aus Winkeln nach Seel et al. (Fachgebiet Regelungssysteme TU Berlin)		
ampknee_angle_span_FGRS	Kniewinkelspanne amputierte Seite, in °, aus Inertialsensoren mit FGRS Algorithmen	mittel
ampknee_angle_spanSTPH_FGRS	Spanne zwischen Kniewinkel Standphasenbeginn und Maximum Standphasenbeugung amputierte Seite	mittel
conknee_angle_span_FGRS	Kniewinkelspanne kontralaterale Seite, in °, aus Inertialsensoren mit FGRS Algorithmen	mittel
conknee_angle_spanSTPH_FGRS	Spanne zwischen Kniewinkel Standphasenbeginn und Maximum Standphasenbeugung kontralaterale Seite	mittel
Kinematische Parameter aus nativen Sensororientierungen „xsens kinematics“		
Wdiff_amp_span	Kniewinkelspanne amputierte Seite	mittel
Wdiff_amp_span_LR	Kniewinkelspanne Standphasenbeugung amputierte Seite	hoch
Wdiff_amp_relmin_stphext	Kniewinkel Minimum bei Streckung nach Standphasenbeugung amputierte Seite	hoch
Wdiff_con_span	Kniewinkelspanne kontralaterale Seite	hoch
Wdiff_con_span_LR	Kniewinkelspanne Standphasenbeugung kontralaterale Seite	mittel
Wdiff_con_relmin_stphext	Kniewinkel Minimum bei Streckung nach Standphasenbeugung kontralaterale Seite	niedrig
Wv_con_nullpos_TSW	Position (%Gangzyklus) Nulldurchgang Kniewinkelgeschwindigkeit vor Standphasenbeginn kontralaterale Seite	mittel
Wv_amp_nullpos_TSW	Position (%Gangzyklus) Nulldurchgang Kniewinkelgeschwindigkeit vor Standphasenbeginn amputierte Seite	niedrig

W_foot_amp_span_stance	Spanne Winkel Sprunggelenk/Prothesenfuß Standphase amputierte Seite	hoch
W_foot_con_span_stance	Spanne Winkel Sprunggelenk/Prothesenfuß Standphase kontralaterale Seite	mittel
W_foot_con_span	Spanne Winkel Sprunggelenk/Prothesenfuß Schritt kontralaterale Seite (nur dort Abdrücken mit dem Fuß möglich)	niedrig
W_torso_sag_ampspan	Torsowinkel sagittal amputierte Seite (Spanne zwischen min und max bei 10-60% mit Beginn bei Standphase amp Seite)	mittel
W_torso_sag_conspan	Torsowinkel sagittal kontralaterale Seite (Spanne zwischen min und max bei 10-60% mit Beginn bei Standphase con Seite)	hoch
W_torso_front_ampspan	Torsowinkel frontal amputierte Seite (Spanne Startwert zu Peak in der Standphase mit Beginn bei Standphase amp Seite)	mittel
W_torso_front_conspan	Torsowinkel frontal kontralaterale Seite (Spanne Startwert zu Peak in der Standphase mit Beginn bei Standphase con Seite)	mittel
W_torso_tilt	Differenz der Torsoneigung amp zu con	mittel
amphigh_pos_span_stance	vertikaler Bewegungsumfang Oberschenkel/Trochanter amputierte Seite Standphase	hoch
amphigh_pos_span_swing	vertikaler Bewegungsumfang Oberschenkel/Trochanter amputierte Seite Schwungphase	mittel
conthigh_pos_span_stance	vertikaler Bewegungsumfang Oberschenkel/Trochanter kontralaterale Seite Standphase	hoch
conthigh_pos_span_swing	vertikaler Bewegungsumfang Oberschenkel/Trochanter kontralaterale Seite Schwungphase	niedrig
amphigh_posdiff_max	Maximale vertikale Positionsdifferenz amp Trochanter über con Trochanter	hoch
conthigh_posdiff_max	Maximale vertikale Positionsdifferenz con Trochanter über amp Trochanter	mittel
sacral_pos_ml_span	medio-lateraler Bewegungsumfang Becken/Körperschwerpunkt	mittel
sacral_pos_ml_ampspan	medio-lateraler Bewegungsumfang Becken/Körperschwerpunkt von Auftritt amputierte Seite bis zum erstem Extremwert	mittel
sacral_pos_ml_conspan	medio-lateraler Bewegungsumfang Becken/Körperschwerpunkt von Auftritt kontralaterale Seite bis zum erstem Extremwert	mittel
sacral_pos_cc_span	cranial-caudaler Bewegungsumfang Becken/Körperschwerpunkt	niedrig
Prothesenfußbewertung		
Pushfaktor_end	Kennwert zur Bewertung der Energierückgabe des Prothesenfußes	niedrig
Energieparameter [Ws] bzw [J]		
Ptranship_integralneg_stance	Energie (negatives Integral) Hüftgelenk translatorisch anterior-posterior	mittel
Ptranship_integralpos_stance	Energie (positives Integral) Hüftgelenk translatorisch anterior-posterior	mittel
Protyhip_integralneg_stance	Energie (negatives Integral) Hüftgelenk rotatorisch in der Sagittalebene	hoch

Protyhip_integralpos_stance	Energie (positives Integral) Hüftgelenk rotatorisch in der Sagittalebene	hoch
Ptranszhip_integralneg_stance	Energie (negatives Integral) Hüftgelenk translatorisch cranial-caudal	hoch
Ptranszhip_integralpos_stance	Energie (positives Integral) Hüftgelenk translatorisch cranial-caudal	hoch
Protyknee_integral_stanceflex	Energie Kniegelenk rotatorisch in der Sagittalebene während Standphasenflexion	mittel
Protyknee_integral_stanceext	Energie Kniegelenk rotatorisch in der Sagittalebene während Standphasenextension	hoch
Protyknee_integral_swingflex	Energie Kniegelenk rotatorisch in der Sagittalebene während Schwungphasenflexion	mittel
Protyknee_integral_swingext	Energie Kniegelenk rotatorisch in der Sagittalebene während Schwungphasenextension	mittel
Protyankle_integralpos_stance	Energie (positives Integral) Sprunggelenk/Prothesenfuß rotatorisch in der Sagittalebene	hoch
Protyankle_integralneg_stance	Energie (negatives Integral) Sprunggelenk/Prothesenfuß rotatorisch in der Sagittalebene	hoch

Anhang B Ganganalysesoftware

Tabelle 34 Dateinamenkonvention

MD_Probandencode_Datum_Aufbaukennziffer_Aufbaubezeichnung	
Probandencode	Code aus der Anonymisierung des Probandennamen
Datum	Datum des Messtages im Format JJJJMMTT
Aufbaukennziffer	Kombination aus „A“ und einer laufenden Nummer die mit der Anzahl der an diesem Messtag aufgenommenen Aufbauvariationen korrespondiert
Aufbaubezeichnung	Kurzzeichen für die durchgeführte Aufbauvariation und ggf. Schrittweite

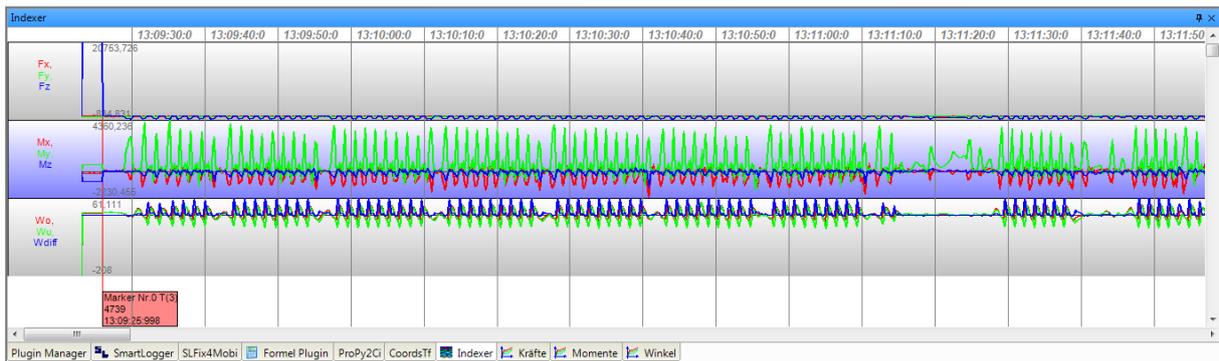


Abbildung 110 Messdatenstrom des Oktapod in Datalab („DLAB“)



Abbildung 111 Zuordnung Markernummer zur jeweiligen Einzelmessung

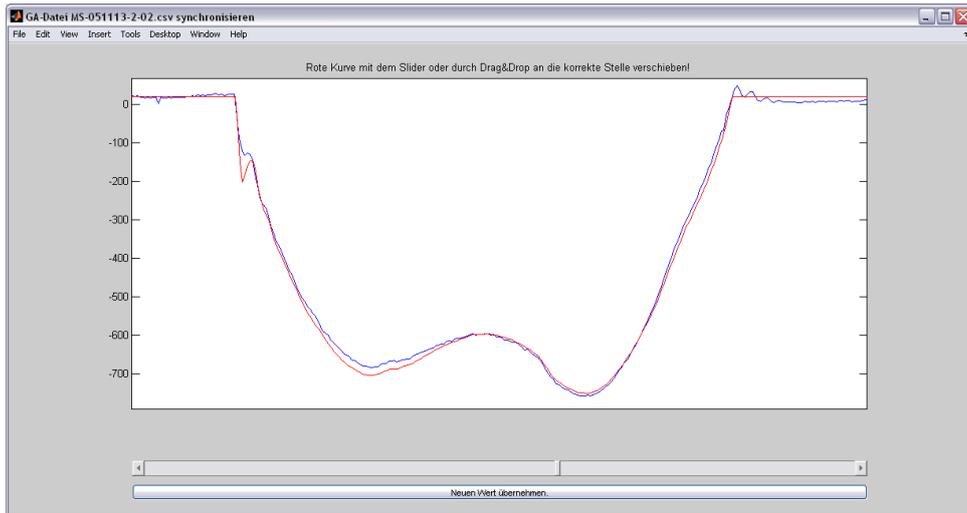


Abbildung 112 Zeitliche Synchronisation GA-Oktapod per Drag and Drop, Detail

Zuordnung XSens Pods

XSens Pod 1 (ID 454 / 927):	<input type="text" value="lfoot"/>
XSens Pod 2 (ID 460 / 928):	<input type="text" value="lshank"/>
XSens Pod 3 (ID 464 / 934):	<input type="text" value="lthigh"/>
XSens Pod 4 (ID 472 / 936):	<input type="text" value="rfoot"/>
XSens Pod 5 (ID 478 / 987):	<input type="text" value="rshank"/>
XSens Pod 6 (ID 479 / 988):	<input type="text" value="rthigh"/>
XSens Pod 7 (ID 480 / 989):	<input type="text" value="sacral"/>
XSens Pod 8 (ID 485 / 990):	<input type="text" value="sternum"/>
XSens Pod 9 (ID 488 / 992):	<input type="text" value=""/>
XSens Pod 10 (ID 490 / 993):	<input type="text" value=""/>

Abbildung 113 GUI zur Zuordnung der XSens-Sensoren

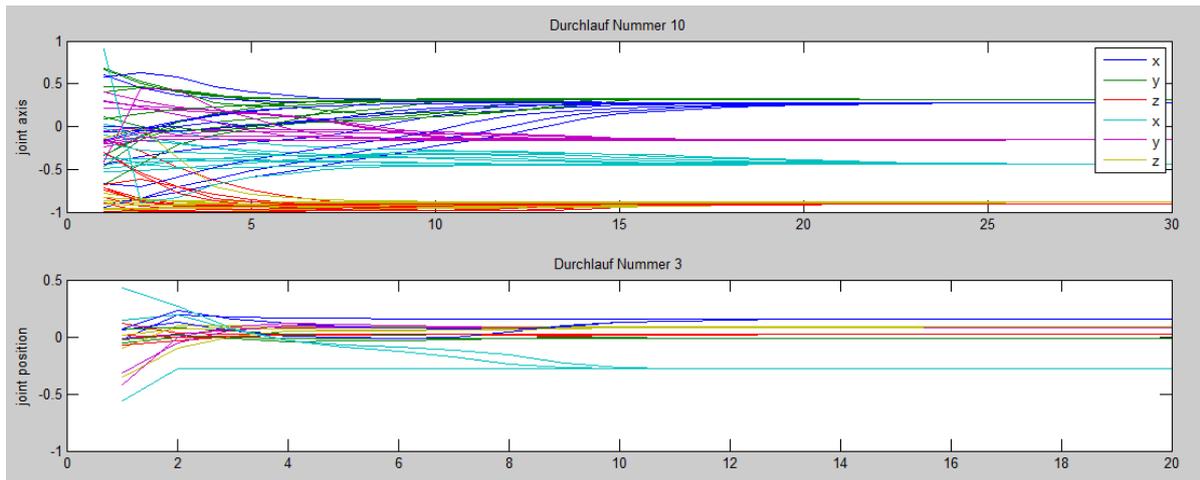


Abbildung 114 Überprüfung der Achsen- und Gelenkpositionsschätzung

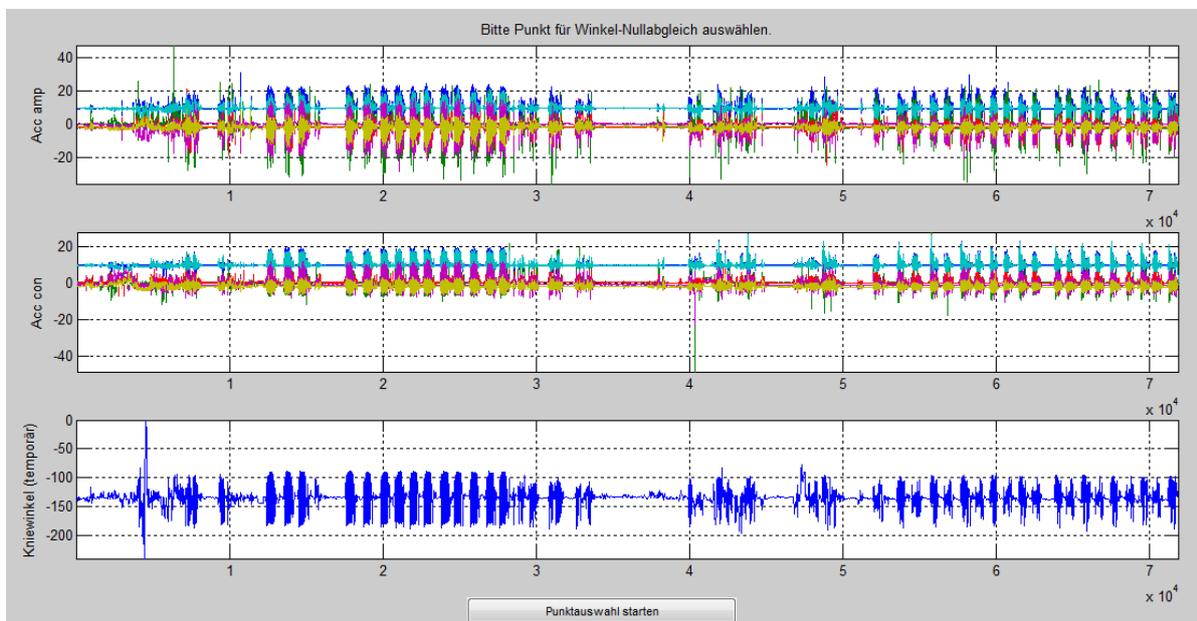


Abbildung 115 Auswahlfenster für Winkelnullabgleich

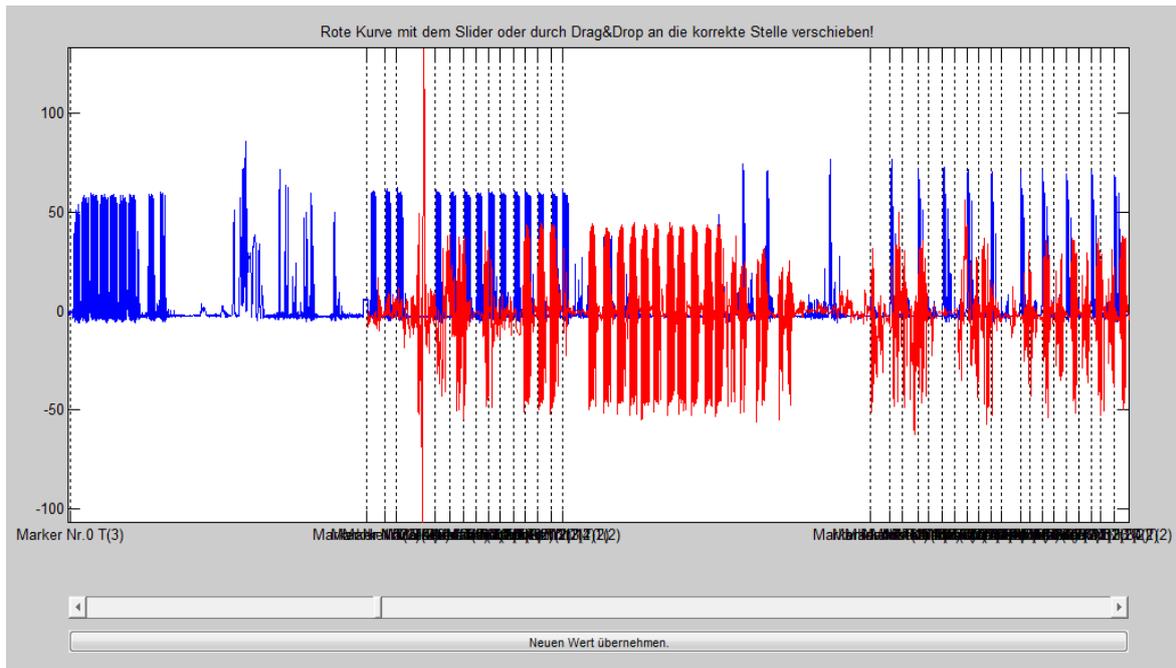


Abbildung 116 Grafische Synchronisation Inertialsensoren und Oktapod

Anhang C Ergänzende Ergebnisse Probandenstudien

Anhang C.1 Studie 1

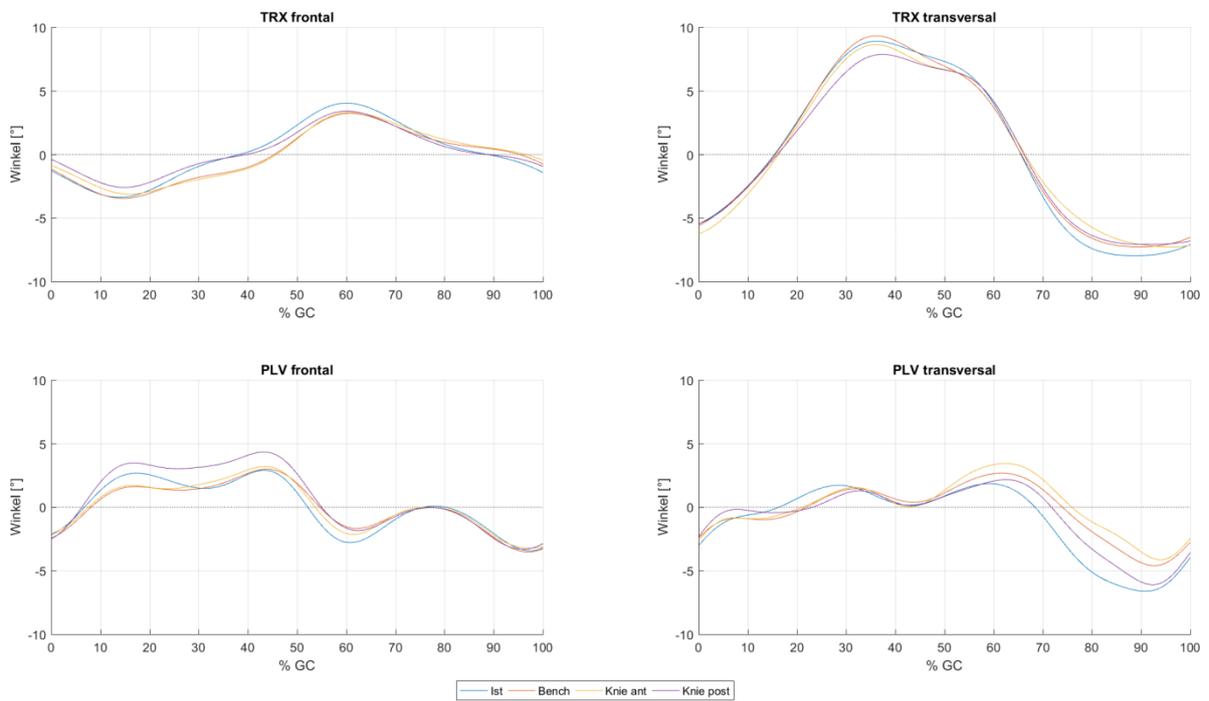


Abbildung 117: Rotatorische Gangparameter des Oberkörpers im intraindividuellen Vergleich, Prothesenaufbauvarianten: Ist: gewohnter Aufbau, Bench: Aufbau nach Herstellervorgabe, Knie ant: Kniepolverschiebung nach anterior, Knie post: Kniepolverschiebung nach posterior, Proband D

Anhang C.2 Studie 2

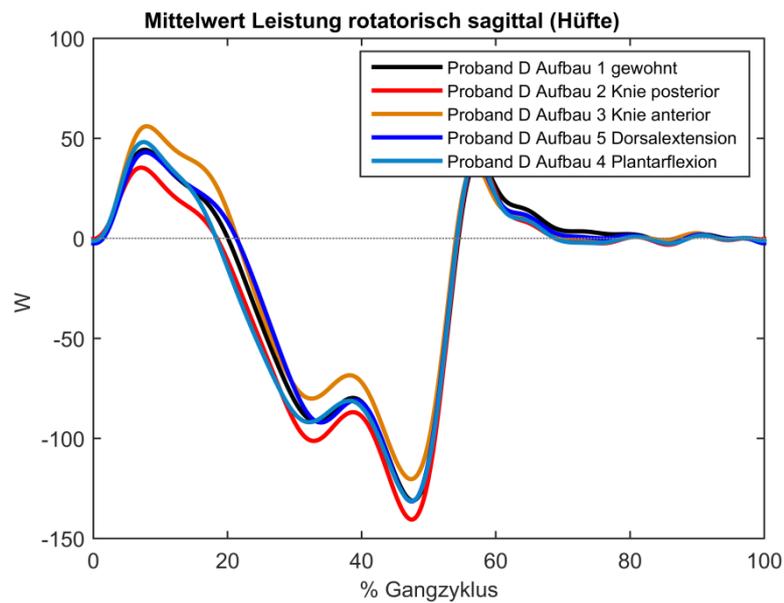


Abbildung 118 Studie 2, Proband D, rotatorische Leistung der Stumpfes als Produkt aus Flexionswinkelgeschwindigkeit und sagittalem Hüftmoment bei unterschiedlichen Aufbauvarianten, Daten der stationären Ganganalyse

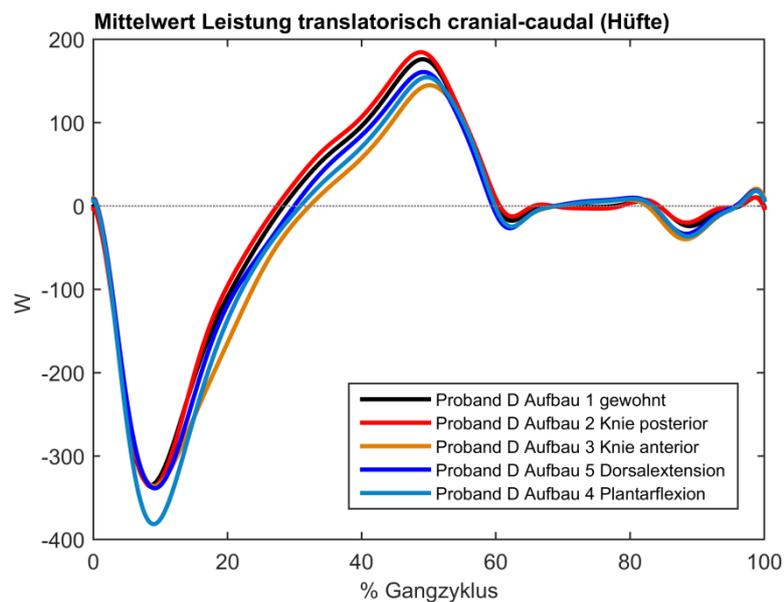


Abbildung 119 Studie 2, Proband D, translatorische Leistung der Hüfte als Produkt aus cranial-caudaler Geschwindigkeit des Hüftpols und Vertikalkraft bei unterschiedlichen Aufbauvarianten, Daten der stationären Ganganalyse

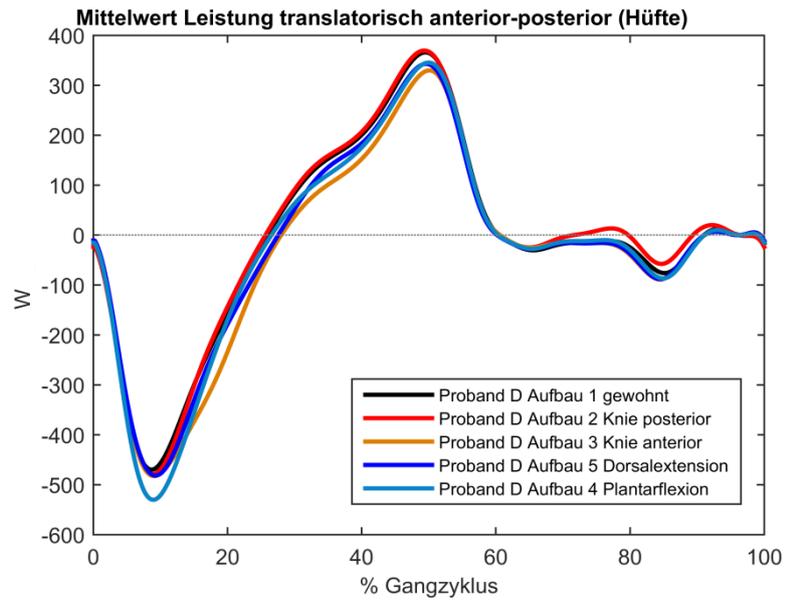


Abbildung 120 Studie 2, Proband D, translatorische Leistung der Hüfte als Produkt aus anterior-posteriorer Geschwindigkeit des Hüftgelenks und Kraft in Progressionsrichtung bei unterschiedlichen Aufbauvarianten, Daten der stationären Ganganalyse

Anhang D Markersets stationäre Ganganalyse

Tabelle 35 Markerbezeichnungen und Positionen des reduzierten Plug-in-Gait-Markersets

Kurz-bezeichnung	Markername	Position
lsho	left shoulder	Linkes Acromioclaviculargelenk
rsho	Right shoulder	Rechtes Acromioclaviculargelenk
lbak	left back	Asymmetriemarker auf der Mitte des linken Schulterblattes
lelb	left elbow	Linke laterale Epikondyle des Ellbogengelenks
relb	right elbow	Rechte laterale Epikondyle des Ellbogengelenks
lwrist	left wrist	Linkes Handgelenk ulnar
rwrist	right wrist	Rechtes Handgelenk ulnar
ltro	left trochanter	Linker Trochanter major
rtro	right trochanter	Rechter Trochanter major
lthi	left thigh	Asymmetriemarker linker Oberschenkel (im distalen, lateralen Drittel)
lkne	left knee	Kompromissdrehpunkt nach Nietert, linkes Knie
rkne	right knee	Kompromissdrehpunkt nach Nietert, rechtes Knie
rtib	left tibia	Asymmetriemarker rechter Unterschenkel (in distalem Drittel)
lank	left ankle	Malleolus lateralis links
rank	right ankle	Malleolus lateralis rechts
ltoe	left toe	Metatarsophangealgelenk V links
rtoe	right toe	Metatarsophangealgelenk V rechts

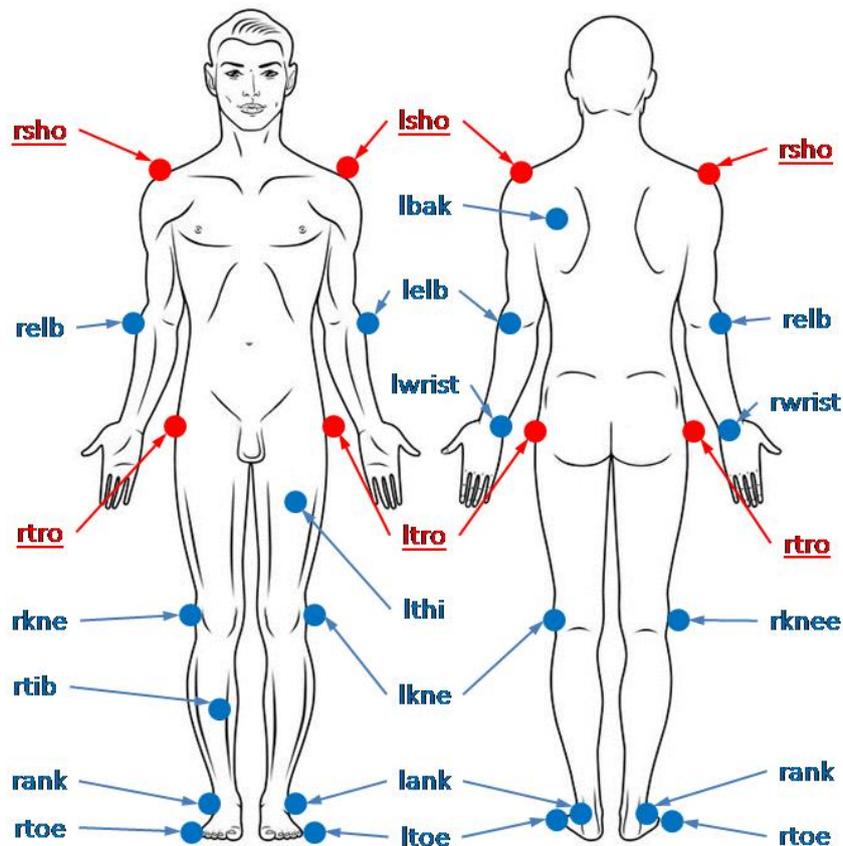


Abbildung 121 Markerbezeichnungen und Positionen des reduzierten Plug-in-Gait-Markersets

Tabelle 36 Markerbezeichnungen und Positionen des Plug-in-Gait-Markersets

Kurz-bezeichnung	Markername	Position
rfhd	right forehead	Unmittelbar über rechter Schläfe
lfhd	left forehead	Unmittelbar über linker Schläfe
rbhd	right backhead	Hinterkopf auf Höhe der vorderen Kopfmarker
lbhd	left backhead	Hinterkopf auf Höhe der vorderen Kopfmarker
rsho	right shoulder	Rechtes Acromioclaviculargelenk
lsho	left shoulder	Linkes Acromioclaviculargelenk
clav	clavicle	Incisura Jugularis (Verbindung zwischen Sternum und Schlüsselbeinen)
C7	7. cervical vertebrae	Dornfortsatz des 7. Halswirbels
strn	sternum	Schwertfortsatz (Processus Xiphoideus)
T10	10. thoracic vertebrae	Dornfortsatz des 10. Brustwirbels
rbak	right back	Asymmetriemarker auf der Mitte des rechten Schulterblattes
rupa	right upper arm	Rechter Oberarm (asymmetrisch zu lupa)
lupa	left upper arm	Linker Oberarm (asymmetrisch zu rupa)
relb	right elbow	Rechte laterale Epikondyle des Ellbogengelenks
lelb	left elbow	Linke laterale Epikondyle des Ellbogengelenks
rwrista	right wrist A	Rechtes Handgelenk radial
lwrista	left wrist A	Linkes Handgelenk radial
rwristb	right wrist B	Rechtes Handgelenk ulnar
lwristb	left wrist B	Linkes Handgelenk ulnar
rfin	right finger	Zweites Fingergrundgelenk rechts
lfin	left finger	Zweites Fingergrundgelenk links
راس	right anterior superior iliac spine	Vorderer, oberer Darmbeinstachel rechts
las	left anterior superior iliac spine	Vorderer, oberer Darmbeinstachel links
rpsi	right posterior superior iliac spine	Hinterer, oberer Darmbeinstachel rechts
lpsi	left posterior superior iliac spine	Hinterer, oberer Darmbeinstachel links
rthi	right thigh	Auf einer Ebene mit Hüft- und Kniedrehpunkten und Kniedrehachse rechts
lthi	left thigh	Auf einer Ebene mit Hüft- und Kniedrehpunkten und Kniedrehachse links
rkne	right knee	Kompromissdrehpunkt nach Nietert rechtes Knie
lkne	left knee	Kompromissdrehpunkt nach Nietert linkes Knie
rtib	right tibia	Auf einer Ebene mit Knie- und Knöcheldrehpunkten und Flexions-/Extensions-Achse des Knöchels rechts
ltib	left tibia	Auf einer Ebene mit Knie- und Knöcheldrehpunkten und Flexions-/Extensions-Achse des Knöchels links
rank	right ankle	Malleolus lateralis rechts
lank	left ankle	Malleolus lateralis links

rhee	right heel	Calcaneus rechts (auf Höhe von rtoe)
lhee	left heel	Calcaneus links (auf Höhe von ltoe)
rtoe	right toe	Zweites Metatarsalgelenk rechter Fuß
ltoe	left toe	Zweites Metatarsalgelenk linker Fuß

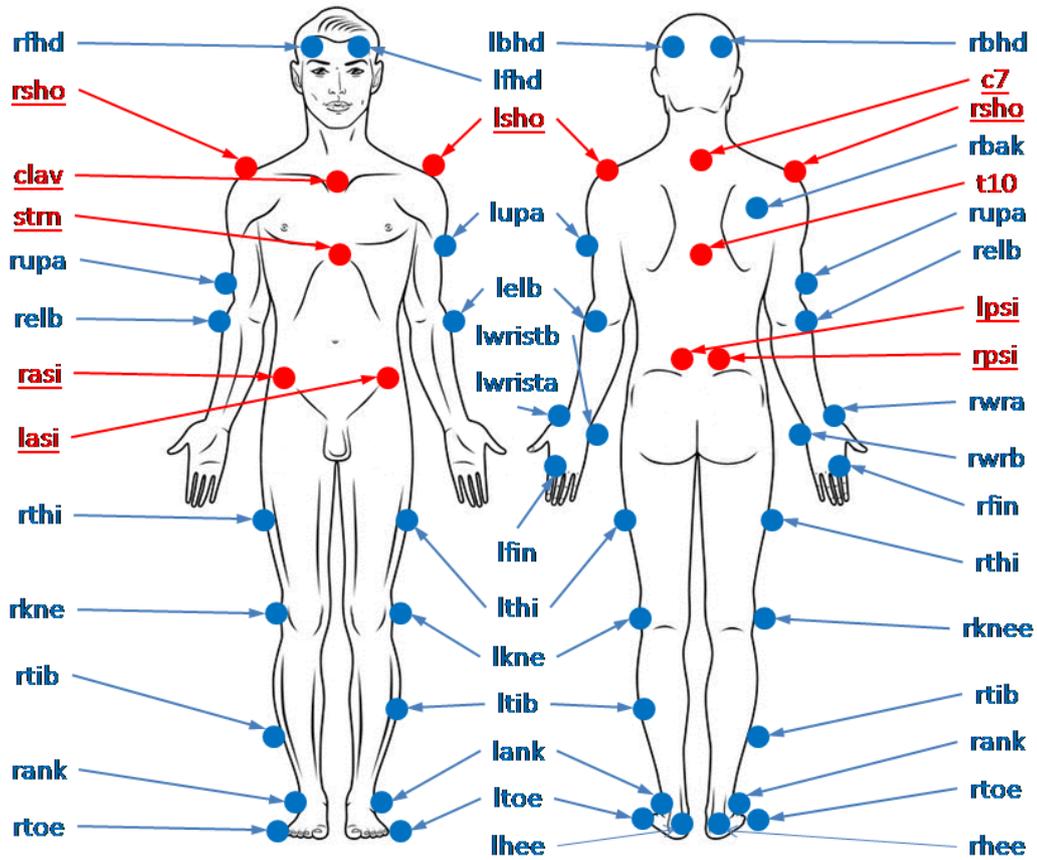


Abbildung 122 Markerpositionen des Plug-in-Gait-Markersets

Anhang E Ergebnisse Patentrecherche

Tabelle 37 Ergebnisse der Patentrecherche in der Datenbank des europäischen Patentamts

Patent Nr.	Datum	Titel	Anmelder	Land	Bezug zum Antrag
DE 101 39 33 A1	10.08. 2001	Sensoreinrichtung, insbesondere für eine Prothese und Prothese mit einer solchen Sensoreinrichtung	Biedermann Motech GmbH	DE	Beschreibt eine entfernt ähnlichen Methode
US 201013111 3 B2	02.11. 2009	method and system for real time interactive dynamic alignment of prosthetics	Oshri Even-Zohar, Motek BV	NL	Ähnliche Methode basierend auf kamerabasiertem Motion-Capturing
WO 200803385 2 A2	11.09. 2006	lower-limb prosthesis force and moment transducer	Orthocare Innovations LLC	US	Smart Pyramid, System Compas™, ähnliche Methode, hauptsächlich für transtibial Amputierte
KR 200900255 61	11.03. 2009	alignment apparatus for aligning dynamic centroid of lower limb prosthesis	SEON DONG YUN	KR	Beschreibt einen Messapparat zur Aufbauoptimierung ohne Patientenbeteiligung
EP 2339996 A1	11.07. 2008	robotic prosthesis alignment device and alignment surrogate device	Orthocare Innovations LLC	US	Beschreibt eine Vorrichtung, die automatisch den Prothesenaufbau korrigiert
US 2008/ 0140221	12.06. 2008	method for aligning a prosthesis	CYMA Corporation	US	Beschreibt ein computerbasiertes Prothesen-aufbausystem
WO 2013/ 170945 A1	14.05. 2013	Vorrichtung und Verfahren zur Bestimmung von Fehlstellungen im Aufbau von Prothesen	Martin Pusch, Ottobock	DE	Beschreibt eine ähnliche Methode ausschließlich auf Inertialsensoren basierend (Anmeldung eines Forschungspartners)
10 2005 051 495.2	26.10. 2005	Sensoranordnung für die Messung von Kräften und/oder Momenten und Verwendung der Sensoranordnung	Otto Bock HealthCare IP GmbH & Co. KG	DE	Sichert Ansprüche zum Kraft- und Momentensensor (Anmeldung eines Forschungspartners)
10 2005 051 496.0	26.10. 2005	Verfahren zur Durchführung einer Funktionsanalyse an einer künstlichen Extremität	Otto Bock HealthCare IP GmbH & Co. KG	DE	Sichert Ansprüche zur Verwendung des Kraft- und Momentensensor (Anmeldung eines Forschungspartners)