

Kinematisch kompatible Gelenkmechanismen für Exoskelette der unteren Extremitäten

Zur Erlangung des akademischen Grades eines

Doktors der Ingenieurwissenschaften

von der KIT-Fakultät für Informatik
des Karlsruher Instituts für Technologie (KIT)

genehmigte

Dissertation

von

Jonas Beil

Tag der mündlichen Prüfung: 26.06.2019

1. Referent: Prof. Dr.-Ing. Tamim Asfour

2. Referent: Prof. Dr.-Ing. Ralf Mikut

Danksagung

Die vorliegende Dissertation entstand während meiner Arbeit als wissenschaftlicher Mitarbeiter am Lehrstuhl für Hochperformante Humanoide Technologien (H²T) des Instituts für Anthropomatik und Robotik, Karlsruher Institut für Technologie.

Mein besonderer Dank gilt meinem Doktorvater und Leiter des H²T Prof. Dr.-Ing. Tamim Asfour für das mir entgegengebrachte Vertrauen und die Chance an diesem wichtigen und gleichzeitig interessanten Thema zu arbeiten. Dank seines großen Einsatzes für die Robotik und den Lehrstuhl ist es ihm gelungen sehr gute Voraussetzungen für die Forschung auf diesem Gebiet zu schaffen. Gleichzeitig haben die Gespräche mit ihm und seine Gespür für zukünftige Forschungsthemen maßgeblich zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen. Zudem danke ich Prof. Dr.-Ing. Ralf Mikut für das Interesse an dieser Arbeit und der Übernahme des Korreferats.

Bei allen Kollegen des H²T möchte ich mich für das stets konstruktive und freundliche Arbeitsumfeld bedanken, das maßgeblich zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen hat. Mein besonderer Dank gilt hierbei meinem langjährigen Bürokollegen Lukas Kaul für die fachlichen Diskussionen während unserer Kaffeepausen, zahlreiche Tischtennismatches im Sommer und Skiwochenenden im Winter. Martin Do für die unzähligen Diskussionen, Ratschläge und Implementierungen für die erste Demo des Exoskeletts, die als Grundlage für diese Arbeit dient. Isabel Patzer für die Zusammenarbeit im Bereich Bewegungsklassifikation und den Bewegungsaufnahmen, insbesondere während der Entstehung unseres Papers zu diesem Thema. Hans Haubert und Paul Holz danke ich für ihre Mithilfe beim Aufbau der Prototypen.

Diese Arbeit wäre zudem nicht ohne die Mithilfe von Studenten möglich gewesen, die im Rahmen einer HiWi-Tätigkeit oder Abschlussarbeit im Bereich Exoskeletten gearbeitet haben. Besonders möchte ich mich bei Charlotte Marquardt und Gernot Perner bedanken, deren Arbeiten über die Konstruktion eines Hüftgelenks und zur Regelung des Exoskeletts mittels Interaktionskräften direkt in diese Dissertation eingeflossen sind und zudem auf Konferenzen veröffentlicht wurden. Zudem gilt mein Dank Ulrike Gabler, Janek Butzer, Adrian Mohra, Henning Itzerott und Sven Kruse für ihre Beiträge zum Exoskelett.

Weiterhin möchte ich mich bei Lisa Schwesinger, Ilka Lafontaine, Lukas Kaul und Mirko Wächter für die inhaltlichen und sprachlichen Korrekturen während der Entstehung dieser Dissertation bedanken. Abschließend gilt mein Dank meinen Eltern Helga und Peter, meinem Bruder Simon sowie meinen Freunden für ihre Unterstützung und ihr Verständnis dafür, dass diese Arbeit häufig einen Großteil meiner Zeit beansprucht hat.

Karlsruhe, November 2019

Jonas Beil

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Zielsetzung und Beiträge der Arbeit	4
1.2	Aufbau und Struktur der Arbeit	8
2	Grundlagen und Stand der Technik	11
2.1	Anatomie und Biomechanik der unteren Extremitäten	12
2.1.1	Anatomische Ebenen und Richtungen	12
2.1.2	Der Gangzyklus	14
2.1.3	Hüftgelenk	15
2.1.4	Kniegelenk	18
2.1.5	Sprunggelenk	22
2.2	Ausrichtungsfehler der Gelenkachsen	26
2.3	Klassifikation von Exoskeletten	28
2.3.1	Kinematischer Aufbau von Exoskeletten	29
2.3.2	Kinematisch kompatible Gelenkmechanismen	39
2.4	Evaluation der kinematischen Kompatibilität	54
2.5	Regelung von Exoskeletten für die unteren Extremitäten	57
2.5.1	Stand der Forschung für die mittlere Regelungsebene	59
2.5.2	Bewegungsklassifikation für Exoskelette	65
2.6	Zusammenfassung	71
3	Anforderungen	73
3.1	Bewegungsraum und Drehmomente	73
3.2	Skalierung auf benutzerspezifische Parameter	77
3.3	Bewegungsklassifikation	78

4	Kinematisch kompatible Gelenkmechanismen	
	für die unteren Extremitäten	81
4.1	Das KIT-EXO-1	82
4.2	Prinzipielle Vorgehensweise bei der Entwicklung	85
4.3	Selbstausrichtender Gelenkmechanismus für das Hüftgelenk	90
4.3.1	Kinematische nicht-äquivalenter Grundaufbau	92
4.3.2	Evaluierung und Optimierung in Simulation	96
4.3.3	Technische Realisierung	107
4.3.4	Ergebnisse der technischen Realisierung	112
4.3.5	Zusammenfassung	114
4.4	Das Wälzkontaktgelenk als Gelenkmechanismus für das Kniegelenk	116
4.4.1	Imitation der menschlichen Kniegelenkskinematik	117
4.4.2	Evaluierung und Optimierung in Simulation	120
4.4.3	Technische Realisierung für das Kniegelenk	132
4.4.4	Ergebnisse der technischen Realisierung	135
4.4.5	Zusammenfassung	143
4.5	Das Wälzkontaktgelenk als Gelenkmechanismus für das Sprunggelenk	146
4.5.1	Imitation der menschlichen Sprunggelenkskinematik und Simulation	147
4.5.2	Technische Realisierung für das Sprunggelenk	155
4.5.3	Ergebnisse der technischen Realisierung	157
4.5.4	Zusammenfassung	162
4.6	Experimentelle Evaluation der kinematischen Kompatibilität	162
4.6.1	Metrik zur Evaluation der kinematischen Kompatibilität	163
4.6.2	Experimente	167
4.6.3	Ergebnisse	168
4.6.4	Zusammenfassung	181
4.7	Realisierung eines zweibeinigen Exoskeletts	182

5	Regelung und Bewegungsklassifikation mit Kraft- und Lagesensorik	185
5.1	Regelungsentwurf basierend auf einem heuristischen regelbasierten Klassifikator	186
5.2	Bewegungsklassifikation mit Hidden Markov Modellen	189
5.2.1	Sensoranordnung am Exoskelett	193
5.2.2	Modellierung der multimodalen Bewegungsdaten	194
5.2.3	Klassifikation	195
5.2.4	Aufnahme von Bewegungsdaten	197
5.2.5	Evaluation	198
5.3	Zusammenfassung und Diskussion	207
6	Zusammenfassung und Ausblick	211
6.1	Wissenschaftliche Beiträge der Arbeit	211
6.2	Diskussion und Ausblick	216
A	Anatomische Abbildungen der unteren Extremität	219
B	Abbildung und Tabellen zur Bestimmung der Anforderungen	223
C	DH-Parameter des Hüftgelenks	229
D	Datenblätter	231
	Abkürzungsverzeichnis	235
	Abbildungsverzeichnis	237
	Tabellenverzeichnis	243
	Literatur	247

1 Einleitung

Anziehbare Robotersysteme bzw. Exoskelette können als zukunftsweisende Technologie einen entscheidenden Beitrag zur Vermeidung von berufsbedingten Schädigungen des Muskel-Skelett-Systems und für eine Verbesserung der Rehabilitation leisten. Im Bereich der Rehabilitation werden Exoskelette bereits eingesetzt, um beispielsweise die Bewegungstherapie nach Schlaganfällen effektiver durchzuführen. Weiterhin können Exoskelette gelähmten Personen die Fortbewegung erleichtern und ihre Lebensqualität erhöhen, also verlorengegangene Fähigkeiten substituieren. In diesen beiden Anwendungen haben Exoskelette auch dann einen hohen Nutzen, wenn der Tragekomfort gering ist oder beispielsweise Gehhilfen verwendet werden müssen, um sich mit dem System fortzubewegen. Gelähmte Benutzer können mit den Systemen ohne fremde Hilfe stehen und gehen, in der Rehabilitation ermöglichen diese Systeme ein wiederholgenaues Aufprägen von Gelenkwinkeltrajektorien. Nachdem sich die Entwicklung von Exoskeletten anfänglich auf diese beiden Bereiche konzentriert hat werden aktuell zunehmend Konzepte entwickelt, um gesunde Menschen bei körperlich anspruchsvollen Arbeiten zu unterstützen, beziehungsweise deren Fähigkeiten allgemein zu augmentieren. Häufig treten durch eine dauerhaft hohe Belastung oder falsche Körperhaltung bei solchen Tätigkeiten Verletzungen am Muskel-Skelett-System auf, die zum einen die Lebensqualität des Betroffenen verringern und gleichzeitig Kosten für das Gesundheitssystem verursachen (Bigos u. a. 1986). Dies betrifft vor allem Tätigkeiten, die in engen Umgebungen ausgeführt werden oder bei denen sich der Arbeitsablauf häufig verändert. Im Gegensatz zu den Exoskeletten aus dem Gesundheitsbereich spielt der Tragekomfort bei

augmentierenden Exoskeletten eine zentrale Rolle, da diese z. B. über einen ganzen Arbeitstag hinweg genutzt werden.

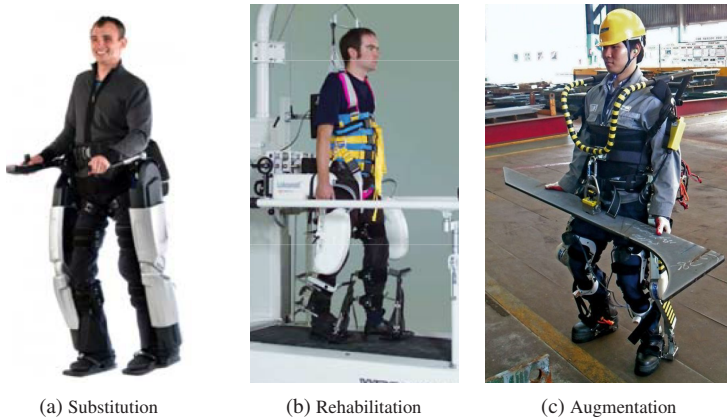


Abbildung 1.1: Einsatzbereiche von Exoskeletten. a) *REX Exoskeleton* zur Substitution verlorengangener Fähigkeiten (© 2017 IEEE). b) Das zur Rehabilitation eingesetzte *Lokomat* (© 2005 IEEE). c) Exoskelett zur Unterstützung von Werftarbeitern der Firma *Daewoo* (© 2014 Daewoo).

In einem für den Artikel *Exoskeletons Today* (Shein 2019) geführten Interview mit Hermano Igo Krebs, einem renommierten Professor am *Massachusetts Institute of Technology (MIT)* mit langjähriger Erfahrung im Bereich Exoskelette, fasst dieser den derzeitigen Stand der Forschung und gleichzeitig auch die Anforderung an Exoskelette in einem Satz zusammen:

„Ultimately, you want to devise something transparent that will help move you and assist you but won't hold you back. But we're not there yet.“

Bestenfalls wird das Exoskelett also erst dann vom Benutzer wahrgenommen, wenn es unterstützende Drehmomente auf die Gelenkachsen des Benutzers aufprägt und gleichzeitig den Benutzer in keinsten Weise in seinen Fähigkeiten einschränkt. Um diese Anforderungen zu erfüllen, benötigt solch ein System zwei grundlegende Eigenschaften: Eine mechanische Struktur, die

kinematisch kompatibel zum menschlichen Körper ist, die also die korrespondierenden Gelenkachsen von Mensch und Exoskelett während des Betriebs aufeinander ausrichtet und ein Regelungsschema, das den aktuellen Bewegungszustand bzw. die Bewegungsintention des Benutzers erkennt, und sich auf verändernde Situationen bzw. Bewegungstypen adaptiert.

Ausrichtungsfehler zwischen den korrespondierenden Mensch-Exoskelett-Achsen führen zu Relativbewegungen des Exoskeletts zum menschlichen Bein, wodurch Scher- und Druckkräfte an der Mensch-Roboter-Schnittstelle induziert werden. Dies führt zu einem unkomfortablen Trageverhalten und verhindert das exakte Übertragen von Drehmomenten auf die jeweilige Gelenkachse. Die hohe Komplexität der menschlichen Gelenke und die große Interindividualität der Benutzer machen dieses Problem zum Gegenstand aktueller Forschung. Zudem existiert bisher keine einheitliche Methode, um die kinematische Kompatibilität eines Gelenkmechanismus in Experimenten zu bestimmen. Faktoren, wie der anatomische Aufbau des Benutzers oder die Verformung des sich unter der Haut befindenden Weichgewebes können nur bedingt in einer Simulation abgebildet werden, so dass eine experimentelle Evaluation zur abschließenden Beurteilung eines Gelenkmechanismus erforderlich ist. Des Weiteren müssen augmentierende Exoskelette über eine intuitive Steuerung mittels einer schnell zu kalibrierenden, gegen äußere Umwelteinflüsse robusten, über der Kleidung angebrachten Schnittstelle verfügen. Aktuell basiert die Regelung von augmentierenden Exoskeletten häufig auf elektromyographischen Messungen, um die Muskelaktivierung des Benutzers zu erfassen und daraus Rückschlüsse auf die an den Drehachsen wirkenden Drehmomenten zu ziehen. Diese Sensormodalität erbringt eine hohe Klassifikationsgenauigkeit, erfüllt allerdings die gerade erwähnten Anforderungen nicht.

Die Entwicklung eines kinematisch kompatiblen Exoskeletts für die unteren Extremitäten, sowie die Klassifikation des aktuellen Bewegungszustands über am Exoskelett angebrachte Sensoren sind derzeit offene Forschungsfragen.

1.1 Zielsetzung und Beiträge der Arbeit

Das Ziel der vorliegenden Dissertation besteht in der Entwicklung von Gelenkmechanismen für Exoskelette der unteren Extremitäten, die über eine gute kinematische Kompatibilität verfügen. Diese müssen in ein zweibeiniges Exoskelett integriert und mit Hilfe einer geeigneten Schnittstelle zum Benutzer evaluiert werden. In Kombination mit Sensorik zur Gelenkwinkel- oder Lagemessung soll diese Schnittstelle ebenfalls dazu genutzt werden, den aktuellen Bewegungszustand des Benutzers zu klassifizieren und diese Information im Regelungsentwurf zu berücksichtigen.

Das als Grundlage für die Arbeit entwickelte *KIT-EXO-1* dient dazu, erste Erkenntnisse in Bezug auf Anforderungen an Gelenkmechanismen, die Aktuierung, die Schnittstelle zum Menschen und die Regelung zu sammeln und neue Entwicklungen in kurzer Zeit zu testen. Die Konstruktion verfügt über jeweils ein aktuiertes Drehgelenk für das Fuß- und Kniegelenk, die durch Aluminiumrahmen miteinander verbunden und durch orthetische Riemen am Ober- bzw. Unterschenkel, sowie einen Sportschuh am Fuß des Benutzers fixiert sind. Darauf aufbauend gliedert sich die Arbeit in drei Teile: Die Konstruktion neuer Gelenkmechanismen, deren experimentelle Evaluierung über Interaktionskräfte zwischen Mensch und Exoskelett sowie eine Bewegungsklassifikation über eine multimodale Sensoranordnung.

Entwicklung von kinematisch kompatiblen Gelenkmechanismen für die Gelenke der unteren Extremitäten Der erste Teil der Dissertation beschäftigt sich mit der Entwicklung eines zweibeinigen Exoskeletts für die unteren Extremitäten, welches über drei kinematisch kompatible Gelenkmechanismen verfügt. Die Mechanismen müssen deshalb kompakt und mit möglichst wenigen Aktuatoren pro Gelenk zu aktuierten sein, gleichzeitig aber auch möglichst alle Bewegungsfreiheitsgerade der menschlichen Gelenke und die interindividuellen Unterschiede im muskuloskelettalen Aufbau abbilden. Grundlage für die Entwicklung ist die Anatomie und Biomechanik

der menschlichen Gelenke und deren kinematische Ersatzmodelle aus der Literatur. Aus ihnen können sowohl die Anzahl der benötigten Bewegungsfreiheitsgerade und die Veränderungen des Momentendrehpunkts während der Bewegung abgeleitet, als auch Simulationsmodelle für die Evaluierung der entwickelten Exoskelettmechanismen erstellt werden. Da der für alltäglich ausgeführte Bewegungen benötigte Bewegungsraum der Gelenke geringer ist als das anatomisch mögliche Maximum, wurden 828 Bewegungen aus der *KIT Whole-Body Human Motion Database* analysiert und daraus Anforderungen an den Bewegungsraum der Exoskelettgelenke definiert.

Die Entwicklung der drei Gelenkmechanismen erfolgt nach demselben Entwicklungsprozess. Hierbei wird der Entwurf für den Gelenkmechanismus zunächst in einer kinematischen Simulation an ein anatomisch korrektes Modell des menschlichen Gelenks gekoppelt, um dessen Funktionalität zu überprüfen. Zudem ist es möglich, einen Vergleich mit aus der Literatur bekannten Gelenkmechanismen durchzuführen. Weiterhin ermöglicht die Simulation im dritten Schritt eine Optimierung von verschiedenen Gelenkparametern, um die kinematische Kompatibilität zu steigern oder den Mechanismus auf benutzerspezifische Parameter anzupassen. Sind die Ergebnisse zufriedenstellend, erfolgt der Aufbau eines Prototyps und die experimentelle Evaluierung. Diese Vorgehensweise ermöglicht eine effiziente Entwicklung von Gelenkmechanismen, die die konkurrierenden Anforderungen bestmöglich erfüllen.

Die kinematische Kette des Hüftgelenks besteht aus fünf Dreh-, drei Schub- und einem Kugelgelenk. Diese Anordnung soll Ausrichtungsfehler zwischen Mensch und Exoskelett automatisch ausgleichen, auch wenn sich der anatomische Aufbau des Benutzers (z. B. die Beckenbreite) verändert. Für die am höchsten belasteten Bewegungsfreiheitsgrade (Flexion/Extension, Abduktion/Adduktion), sind Aktoren mit einer maximalen Leistung von 200 W vorgesehen. Sie kompensieren die dort auftretenden Drehmomente einer 79 kg schweren Person zu 50 %. Eine erste Evaluation der kinematischen Kompatibilität des Hüftmechanismus in der Simulation, ergibt eine vollständige

Ausrichtung der korrespondierenden Mensch-Exoskelett-Achsen. Werden ein oder mehrere Gelenke in der Simulation deaktiviert, führt dies zu Ausrichtungsfehlern.

Ein kondyläres Oberflächengelenk bildet sowohl das Knie- als auch das Fußgelenk des menschlichen Körpers und erlaubt Rotationen um alle drei Raumachsen bei gleichzeitiger Translation des Gelenkrotationszentrums in allen drei Raumrichtungen. Begrenzt werden diese Bewegungen durch den Band- und Sehnenapparat, allerdings treten bei den meisten Bewegungen wie dem Vorwärtslaufen sowohl Rotationen als auch Translationen auf. Ein kinematisch kompatibles Exoskelettgelenk sollte aus diesem Grund ebenfalls Rotationen um alle Raumachsen und Translationen in alle Raumrichtungen zulassen. Nach menschlichem Vorbild wurden die Exoskelettgelenke für das Knie- und Fußgelenk als Wälzkontaktgelenke (Rolling Contact Joints) realisiert, und deren Form in Simulation mit dem *Pattern Search Algorithmus* so optimiert, dass Ausrichtungsfehler bei Laufbewegungen minimiert werden. Diese zum menschlichen Körper kinematisch äquivalente Gelenkanordnung benötigt im Vergleich zu bereits bestehenden Mechanismen einen geringen Bauraum, kann dabei aber hohe Drehmomente übertragen und bildet Verschiebungen des Gelenkrotationszentrums ab. Das Ergebnis des ersten Teils bildet ein zweibeiniges Exoskelett, welches die Gelenkmechanismen integriert, die Einstellung auf Segmentlängen von 5–95 Perzentil der deutschen Bevölkerung erlaubt und an benutzerspezifische Körpermaße anpassbar ist.

Metrik zur Bestimmung der kinematischen Kompatibilität Nachdem im ersten Teil der Dissertation eine Evaluierung der entwickelten Exoskelettmechanismen in Simulation stattgefunden hat, sollen diese Ergebnisse im zweiten Teil experimentell überprüft werden. Die genaue Erfassung der Position des Gelenkrotationszentrums der menschlichen Gelenke, z. B. über optische Systeme zur Bewegungserfassung ist nach heutigem Stand der Forschung nur mit sehr großem Aufwand, beispielsweise über an den Knochen angebrachten Marker möglich. Auf der Haut angebrachte Marker unterliegen

während der Bewegung durch die Verformung des darunterliegenden Weichgewebes großen Verschiebungen. Um dieses Problem zu umgehen, wird im Rahmen der Arbeit der Ansatz untersucht, die kinematische Kompatibilität über die Interaktionskräfte zwischen der menschlichen Gliedmaße und dem Exoskelett zu bestimmen. Wie bereits erwähnt, führen Ausrichtungsfehler der Rotationsachsen zu erhöhten Scher- und Druckkräften auf der Haut des Trägers, die über Kraftsensoren an der Schnittstelle zum Exoskelett gemessen werden können.

Um Aussagen über die kinematische Kompatibilität zu treffen, wird deshalb eine Metrik definiert, die über die gemessenen Scher- und Druckkräfte einen Vergleich zwischen verschiedenen mechanischen Konfigurationen erlaubt. Da sowohl die während einer Bewegung auftretende maximale Druckkraft als auch der zeitliche Verlauf der Kräfte entscheidend für den Tragekomfort eines Exoskeletts sind, besteht die Metrik aus zwei Teilen. Im ersten Teil wird das Verhältnis von maximal gemessener Kraft und dem *Pressure Pain Threshold* gebildet. Der zweite Teil berechnet sich aus dem Verhältnis des Integrals der Scherkräfte zum Integral der Druckkraft. Das hierzu im Exoskelett integrierte Sensorsystem besteht aus über den Umfang des jeweiligen Beinsegments verteilten 3D-Kraftsensoren, mit denen die Kraftverläufe während der Bewegung gemessen werden können. Wie in der Simulation ist es bei den Experimenten ebenfalls möglich einzelne Gelenke zu sperren bzw. durch andere Gelenktypen zu ersetzen, um die mechanische Konfiguration des Exoskeletts zu verändern. In Experimenten führten sechs Probanden sechs verschiedene Bewegungstypen aus wobei die durch die Bewegung induzierten Interaktionskräfte und Gelenkwinkel gemessen wurden. Insgesamt verringern sich durch die vorgeschlagenen Gelenkmechanismen die maximal und durchschnittlich auftretenden Interaktionskräfte bei allen untersuchten Bewegungstypen.

Bewegungsklassifikation basierend auf Kraft- und Inertialsensoren

Der dritte Teil der Arbeit untersucht die Eignung des vorher beschriebenen

kraftbasierten Sensorsystems für die Klassifikation des aktuellen Bewegungszustands des Benutzers. Zur Klassifikation werden *Hidden Markov Modelle* (HMM) verwendet, da sie unter anderem eine gewisse Invarianz gegenüber zeitlichen Skalierungen (z. B. verschiedenen Ganggeschwindigkeiten) aufweisen und zudem eine Prädiktion zukünftiger Sensorwerte erlauben. Als Eingangsdaten dienen die Daten von 3D-Kraft- und Lagesensoren, wobei ein HMM pro Bewegungstyp trainiert und eine unbekannte Sequenz demjenigen HMM zugeordnet wird, für das sich die höchste *Log-Likelihood* unter diesem HMM ergibt.

Die Adaption der Regelung muss während des Betriebs erfolgen, was dementsprechend auch eine Online-Bewegungsklassifikation notwendig macht. Die Sensordaten werden deshalb in sich überlappende gleitende Fenster, also Sequenzen mit einer festen Länge, unterteilt und jedes Fenster einzeln klassifiziert. Einer Studie mit zehn Probanden, die jeweils 13 verschiedene Bewegungen ausführten, dient dazu die für das Training der HMMs benötigten Daten aufzunehmen wobei der gesamte Datensatz aus 1300 Bewegungsaufnahmen besteht. Zur Validierung wurden die HMMs mit verschiedenen Sensorkombinationen, Fenstergrößen, Zuständen und Kombinationen aus Bewegungstypen trainiert und in einer fünffach stratifizierten Kreuzvalidierung mit den Daten von allen Probanden getestet. Über eine *Leave One Out* Validierung wurde zudem ermittelt, wie gut die Methode auf Daten von unbekanntem Probanden generalisiert.

1.2 Aufbau und Struktur der Arbeit

Die vorliegende Dissertation umfasst sechs Kapitel, die den derzeitigen Stand der Forschung, die Beiträge der Arbeit und die dafür benötigten Grundlagen darstellen. Im Einzelnen gliedert sich die Arbeit wie folgt:

Kapitel 2 befasst sich mit den Grundlagen, die später für die Entwicklung von Gelenkmechanismen, deren Evaluation und der Bewegungsklassifikation benötigt werden. Neben dem anatomischen Aufbau der menschlichen

Gelenke und der Kinetik während eines Doppelschritts gibt das Kapitel einen Überblick über die verschiedenen Arten von Ausrichtungsfehlern und den kinematischen Aufbau von Exoskeletten. Zudem wird der derzeitige Stand der Forschung von Gelenkmechanismen und im Bereich der Regelung für Exoskelette dargestellt.

Kapitel 3 stellt die Anforderungen an die Gelenkmechanismen, sowie die Bewegungsklassifikation dar. Diese ergeben sich größtenteils aus den zuvor vorgestellten Grundlagen aus der Norm *DIN 33402*, die die Körpermaße der deutschen Bevölkerung darstellt und über eine Analyse von Bewegungen aus der *KIT Whole Body Human Motion Database*.

Kapitel 4 beschreibt die Entwicklung der Gelenkmechanismen für das Hüft-, Knie- und Sprunggelenk. Ausgehend von einer Beschreibung der kinematischen Kette des jeweiligen Gelenks wird ihre Evaluierung und Optimierung in der kinematischen Simulation dargestellt und die technische Umsetzung beschrieben. Folgend wird die Metrik zur experimentellen Evaluation eingeführt und die Ergebnisse der Experimente dargestellt. Eine Beschreibung der Konstruktion des zweibeinigen Exoskeletts, in das die Gelenkmechanismen integriert sind, schließt das Kapitel ab.

Kapitel 5 behandelt die Klassifikation von verschiedenen Bewegungstypen, die ein Benutzer mit dem Exoskelett ausführt. Einleitend wird ein Regelungsentwurf basierend auf einem heuristischen regelbasierten Klassifikator für das *KIT-EXO-1* beschrieben und ein kurzer Überblick über *Hidden Markov Modelle* gegeben. Die für das Training der HMMs benötigten Bewegungsaufnahmen mit einem passiven Exoskelett sowie der Ablauf der Klassifikation stellen den zweiten Abschnitt des Kapitels dar. Abschließend werden die Klassifikationsergebnisse mit verschiedenen Sensormodalitäten, Fenstergrößen und Probanden beschrieben.

Kapitel 6 fasst die wissenschaftlichen Beiträge der Arbeit zusammen und gibt einen Ausblick auf mögliche, sich daraus ergebende zukünftige Forschungsarbeiten.

2 Grundlagen und Stand der Technik

Exoskelette verlaufen als Klasse von anziehbaren Robotersystemen parallel zum menschlichen Körper und sind über die Mensch-Roboter-Schnittstelle (MRS) direkt mit diesem gekoppelt. Der komplexe anatomische Aufbau des Körpers sowie die Tatsache, dass das Exoskelett direkt mit dem Benutzer verbunden ist und dabei Kräfte auf die menschlichen Gelenke übertragen werden, führen zu konkurrierenden Anforderungen an die Konstruktion sowie die Regelung von Exoskeletten. Derzeit wird deshalb intensiv an der Entwicklung von Gelenkmechanismen, elastischen Aktuatoren, Mensch-Roboter-Schnittstellen (MRS), Sensorsystemen, Regelungsstrategien, Energiespeichern oder Simulationen für Exoskelette geforscht. Das Ziel dieser Arbeit ist die Entwicklung von kinematisch kompatiblen Gelenkmechanismen für augmentierende Exoskelette sowie die Klassifikation des aktuellen Bewegungszustands des Benutzers. Diese Systeme stellen im Bereich der Exoskelette die Klasse dar, die die höchsten Anforderungen an die Gelenkmechanismen und die Regelung besitzen, um von Nutzen zu sein. Der aktuelle Stand der Forschung wird deshalb folgend für diese beiden Themengebiete genauer erläutert und für die spätere Entwicklung der Gelenkmechanismen wichtige Arbeiten beispielhaft beschrieben.

Grundlage für die Entwicklung ist die Kenntnis über den anatomischen Aufbau der menschlichen Gelenke und die Kinematik sowie die Kinetik während der Gelenkbewegung bzw. bei verschiedenen im Alltag auftretenden Bewegungstypen. Weiterhin beschäftigt sich dieses Kapitel mit einer Betrachtung der verschiedenen Typen von Ausrichtungsfehlern, die bei der Kopplung von zwei kinematischen Ketten auftreten können. Ausgehend

davon sollen verschiedene Möglichkeiten des kinematischen Aufbaus von Exoskelettsystemen aufgezeigt und grundlegende Prinzipien zur Verringerung von Ausrichtungsfehlern diskutiert werden. Es folgt eine Betrachtung von Gelenkmechanismen, die explizit zur Erhöhung der kinematischen Kompatibilität entwickelt wurden, sowie Arbeiten zur Evaluierung und Regelung von Exoskeletten. Der Fokus liegt dabei auf Arbeiten, die den aktuellen Bewegungszustand erkennen und darauf, wie aus dieser Klassifikation ein Zustand des Exoskeletts bestimmt wird.

2.1 Anatomie und Biomechanik der unteren Extremitäten

Dieser Abschnitt führt zunächst die Bezeichnungen für die anatomischen Ebenen und Richtungen ein, beschreibt den Ablauf des physiologischen Gangs und gibt einen Überblick über die Anatomie und Biomechanik des Hüft-, Knie- und Sprunggelenks. Daraus können grundsätzliche Anforderungen, wie die maximal möglichen Gelenkwinkel, die bei bestimmten Bewegungen auftretenden Drehmomente oder individuelle Unterschiede zwischen verschiedenen Benutzern, an Exoskelette abgeleitet werden. Da der physiologische Gang die häufigste im Alltag oder bei der Arbeit vorkommende Bewegungsart ist und deshalb auch am häufigsten in Forschungsstudien untersucht wurde, beziehen sich viele Angaben in diesem Kapitel auf diese Bewegungsart.

2.1.1 Anatomische Ebenen und Richtungen

Zur eindeutigen Beschreibung des muskuloskelettalen Aufbaus des menschlichen Körpers wurden anatomische Richtungsbezeichnungen festgelegt, die im Folgenden kurz beschrieben werden. Die Bezeichnungen beruhen immer auf der Ruheposition des Körpers, bei der die Füße zusammenstehen, die Arme locker herunterhängen und der Blick nach vorne gerichtet ist.

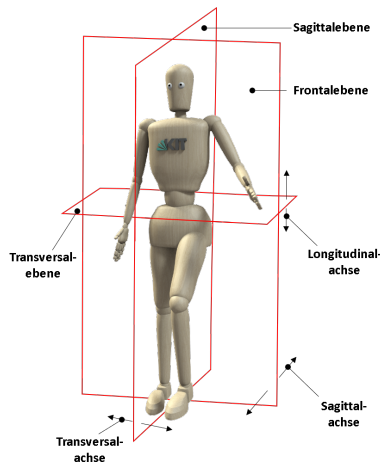


Abbildung 2.1: Anatomische Ebenen- und Richtungsbezeichnungen (nach Schünke 2009).

Die drei Grundebenen (vgl. Abbildung 2.1) teilen den Körper bzw. den gerade betrachteten Teil des Körpers z. B. ein Gelenk in jeweils zwei Hälften, wobei die Ebenen in den entsprechenden Teil des Körpers projiziert werden, so dass die Bewegung durch Rotation um eine zur jeweiligen Ebene senkrechten Achse beschrieben werden kann. Bei der Teilung durch die frontale Ebene entsteht eine vordere und hintere Seite, sowie die anatomischen Richtungsbezeichnungen anterior (zur vorderen Seite) und posterior (zur hinteren Seite) entlang der Sagittalachse. Durch die Transversalebene wird der Körper in eine untere und obere Hälfte geteilt, wobei sich für die unteren Extremitäten die Richtungsbezeichnungen proximal (zum Körperzentrum hin) und distal (vom Körperzentrum entfernt) entlang der Longitudinalachse ergeben. Die größten Bewegungen beim Vorwärtslaufen finden in der Sagittalebene statt, die den Körper in eine linke und rechte Hälfte teilt. Die Transversalachse verläuft senkrecht durch diese Ebene und die anatomischen Richtungen werden mit medial (zur Körpermitte hin) und lateral (nach außen) bezeichnet (Schünke 2009, Neumann 2013). Die sich aus der Rotation um die drei anatomischen Achsen ergebenden Bewegungen, werden häufig dazu

verwendet die Bewegungsachsen zu benennen. Verläuft die Bewegungsachse eines Gelenks parallel zur Transversalachse wird sie deshalb in dieser Arbeit als Flexions-/Extensionsachse (F/E-Achse) bezeichnet. Innen- oder Außenrotationen erfolgen um die, parallel zur Longitudinalachse verlaufende, IR/AR-Achse, Abduktions- oder Adduktionsbewegungen um die, parallel zur Sagittalachse verlaufende, A/A-Achse.

2.1.2 Der Gangzyklus

Der aufrechte Gang ermöglicht eine effiziente und gleichzeitig sichere Fortbewegung und besteht aus sich wiederholenden Doppelschritten bzw. Gangzyklen. Jeder Doppelschritt beginnt mit dem Bodenkontakt der Ferse (0 %) eines Fußes und endet beim nächsten Bodenkontakt mit der Ferse desselben Fußes (100 %), wobei der Zeitraum, in dem der Fuß Kontakt mit dem Boden aufweist als Standphase (0–60 %) bezeichnet wird. Mit dem Abheben des Fußes vom Boden beginnt die Schwungphase (60–100 %), die das Voranschreiten ermöglicht. Die in der Literatur übliche Aufteilung für einen Gangzyklus in sieben Phasen und die dabei gebräuchlichen Bezeichnungen für die einzelnen Gangphasen sind in Tabelle 2.1 mit ihrem jeweiligen Startereignissen aufgelistet. Die Kenntnis des Gangzyklus ist für die späteren Betrachtungen zur Kinematik und Kinetik der einzelnen Gelenke der unteren Extremität sehr wichtig. Der durchschnittliche Energieverbrauch während des Gehens einer 75 kg schweren Person, bei einer Gehgeschwindigkeit von $1,3 \text{ m s}^{-1}$, beträgt etwa 165 W (Zoss u. a. 2005).

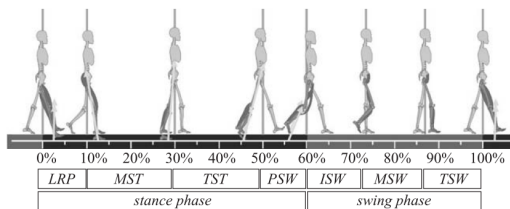


Abbildung 2.2: Der Gangzyklus unterteilt in sieben Phasen (Pons 2008, ©2008 Wiley Books).

Tabelle 2.1: Die sieben Gangphasen während eines Doppelschritts nach Pons (2008).

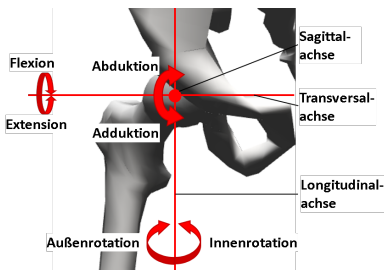
Phase	Startereignis
Loading Response (LRP)	Initialer Fußkontakt
Midstance (MST)	Abheben des kontralateralen Fußes
Terminal Stance (TST)	Anheben der Ferse
Preswing (PSW)	Bodenkontakt des kontralateralen Fußes
Initial Swing (ISW)	Abheben der Zehen
Midswing (MSW)	Füße sind nebeneinander
Terminal Swing (TSW)	Tibia in Vertikalstellung

2.1.3 Hüftgelenk

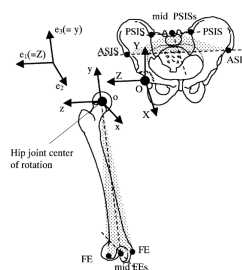
Das Hüftgelenk verbindet den Rumpf mit den unteren Gliedmaßen und ist deshalb für die Fortbewegung und Stabilisierung des menschlichen Körpers von großer Bedeutung.

Anatomie, Biomechanik und Kinematik Der Kugelkopf des Oberschenkelknochens (Femur) bildet mit der Gelenkpfanne des Beckens ein Kugelgelenk, welches damit drei Bewegungsfreiheitsgrade besitzt dessen Bewegungsachsen sich im Gelenkmittelpunkt schneiden. Im Durchschnitt weist der Kugelkopf einen Durchmesser von 2,5 cm auf und wird zu zwei Dritteln von der Gelenkpfanne umschlossen (Neumann 2013, Schünke 2009). Zusätzlich wird das Hüftgelenk von verschiedenen Bändern stabilisiert, die über den kompletten Kugelradius in einem gewundenen Verlauf angeordnet sind. Bei einer Streckung des Gelenks liegen sie eng am Gelenk an und sorgen für eine Versteifung des Gelenks, um eine Hyperextension oder das Zurückkippen des Oberkörpers zu verhindern. Wird das Gelenk leicht gebeugt, drehen sich die Bänder zurück und die Steifigkeit sinkt, um höhere Gelenkwinkel zu ermöglichen (Bommas-Ebert u. a. 2011). Eine Verschiebung der Gelenkflächen aufgrund ihrer geometrischen Ausprägung während der Gelenkartikulation bewirkt eine Verschiebung des Gelenkrotationszentrums

(GRZ) und wird als Arthrokinematik bezeichnet. Bei der Ausführung von Bewegungen verschieben sich die Gelenkflächen des Hüftgelenks allerdings nur im Submillimeterbereich (Neumann 2013), so dass nur sehr geringfügige Verschiebungen des GRZ auftreten, die folgend vernachlässigt werden. Die maximalen möglichen Gelenkwinkel sind im Hüftgelenk bei aktiv ausgeführten Bewegungen geringer als bei passiv, von einer zweiten Person oder dem eigenen Körpergewicht induzierten Bewegungen und verändern sich zudem abhängig vom momentanen Flexionswinkel. In Tabelle 2.2 sind die aktiv sowie passiv erreichbaren Gelenkwinkel (Kaufman u. a. 2006, Neumann 2013) angegeben. Wird das Gelenk passiv bewegt, erweitert sich der Bewegungsraum der Gelenke um bis zu 50° . Diese großen Gelenkwinkel werden vor allem bei sportlichen Aktivitäten und nicht im Alltag genutzt. Eine Ausnahme stellt das Sitzen dar. Hierbei werden Flexionswinkel von über 100° erreicht, was bei der Entwicklung des Gelenkmechanismus berücksichtigt werden muss.



(a) Bewegungsachsen des Hüftgelenks



(b) Kinematisches Ersatzmodell der Hüfte

Abbildung 2.3: Bewegungsachsen des menschlichen Hüftgelenks (nach Schünke 2009) und das von der *International Society of Biomechanics* empfohlene kinematische Ersatzmodell der Hüfte (Wu u. a. 2002, © 2002 Elsevier Science LTD).

Kinematisches Ersatzmodell Die von der *International Society of Biomechanics* (ISB) veröffentlichten Empfehlungen zur Definition der Position und Kinematik von verschiedenen Gelenken im Körper (Wu u. a. 2002) dient als Grundlage für das kinematische Ersatzmodell der Hüfte (vgl. Abbildung 2.3),

welches später zur Konstruktion und Simulation der entwickelten Mechanismen benötigt wird. Die Lage des Gelenkkoordinatensystems (Achsen e_1 , e_2 , e_3) ergibt sich aus zwei, am Femur (Achsen x , y , z) und Becken (Achsen X , Y , Z) fixierten, Koordinatensystemen, welche über anatomischen Landmarken (ASIS, PSIS, FE) definiert werden. Ausgehend vom Referenzkoordinatensystem am Becken, entspricht die Flexions-/Extensionsachse (F/E-Achse, e_1) der Z-Achse des Beckenkoordinatensystems. Die Innen-/Außenrotationsachse (IR/AR-Achse, e_3) ist koaxial mit der y -Achse des Femurkoordinatensystems, die Abduktions-/Adduktionsachse (A/A-Achse, e_2) steht orthogonal auf den beiden erstgenannten Achsen. Die vorgeschlagene Rotationsreihenfolge entspricht der Nummerierung der Achsen (e_1 , e_2 , e_3).

Kinematik und Kinetik während eines Doppelschritts Während eines Doppelschritts treten die größten Gelenkwinkel (max. 32°) um die F/E-Achse (vgl. Neumann 2013) am Anfang der Standphase und während der Schwungphase auf, um das Bein nach vorne zu schwingen und so ein Vorschreiten zu ermöglichen. Allerdings sind auch die Gelenkwinkel um die anderen Bewegungsachsen mit einem Maximum von ca. 8° erheblich, so dass alle Bewegungsfreiheitsgrade vom Exoskelett abgebildet werden müssen. Insgesamt treten während des Doppelschritts in der Standphase, vor allem in der *Loading Response Phase*, hohe Drehmomente um die F/E- und A/A-Achse auf. Während der Schwungphase sinkt das benötigte Drehmoment bei offener kinematischer Kette im Vergleich zur Standphase deutlich ab, beim Schwingen des Beins ergeben sich allerdings hohe Winkelgeschwindigkeiten (maximal 215°s^{-1} um die F/E-Achse). Diese widersprüchlichen Bedingungen müssen vom Aktuator erfüllt werden. Die genauen Verläufe der Gelenkwinkel und Drehmomente für einen Doppelschritt sind beispielsweise in Neumann (2013) dargestellt. Diese sind auch Grundlage für die spätere Simulation des Hüftgelenks. Zur besseren Einordnung wurden die maximalen Gelenkwinkel und Drehmomente während des Doppelschritts zudem in Tabelle 2.2 zusammengefasst.

Tabelle 2.2: Bewegungsumfang des Hüftgelenks und Drehmomente während des Gehens.

	F/E	A/A	IR/AR
Bewegungsumfang (aktiv) [°]	90/20	40/25	45/35
Bewegungsumfang (passiv) [°]	120/30	90/30	50/40
Max. Gelenkwinkel im Doppelschritt [°]	32/12	7,9/6,4	7,5/8,2
Max. Drehmoment im Doppelschritt [Nm/kg]	1,2	1,2	0,2

2.1.4 Kniegelenk

Das Kniegelenk verbindet als größtes Gelenk des menschlichen Körpers den Ober- mit dem Unterschenkel und kann bei einer hohen Beweglichkeit, große Drehmomente übertragen.

Anatomie, Biomechanik und Kinematik Beim Kniegelenk handelt es sich um ein zusammengesetztes Gelenk, welches aus dem Femorotibial- und dem Femoropatellargelenk besteht. Die Benennung ergibt sich aus den drei miteinander artikulierenden Knochen (Femur, Tibia und Patella), wobei Femur und Tibia das Femorotibialgelenk bzw. Femur und Patella das Femoropatellargelenk bilden. Umschlossen werden beide Gelenke von einer gemeinsamen Gelenkkapsel und liegen in einer gemeinsamen Gelenkhöhle (Bommas-Ebert u. a. 2011).

Die eigentliche Bewegung zwischen Ober- und Unterschenkel geschieht im Femorotibialgelenk, welches sich als Verbindung aus einem Dreh- und Scharniergelenk (bikondyläres Gelenk) aus den sich punktförmig berührenden Enden von Femur und Tibia (Femurkondylen und Facies articularis) bildet. Aufgrund dieses Aufbaus sind sowohl Dreh- als auch Gleitbewegungen um alle anatomischen Achsen im Kniegelenk möglich, die von den dazwischen liegenden Menisken beeinflusst werden. Diese beiden Faserknorpelscheiben (Meniscus medialis und Meniscus lateralis) kompensieren die fehlende Führung des Gelenks und sorgen für Stabilität. Bei gestrecktem Knie liegen die Femurkondylen breitflächig auf den Menisken auf, während bei gebeugtem

Knie durch die Verschiebung der Menisken nach dorsal nur eine geringe Auflagefläche besteht (Bommas-Ebert u. a. 2011, Neumann 2013).

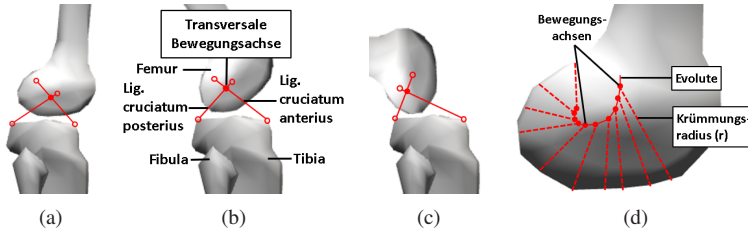


Abbildung 2.4: Arthrokinematik des Kniegelenks in der Sagittalebene (nach Schünke 2009).

Bei Rotationen um die Transversalachse (F/E-Achse) verschiebt sich das Gelenkrotationszentrum (GRZ) aufgrund der Form der Gelenkpartner auf einer Evolute in distale und anteriore Richtung (Neumann 2013). Die gespannten Kreuzbänder als Kopplung zwischen Femur und Tibia können als überschlagenes Gelenkviereck modelliert werden, wobei sich das GRZ des Kniegelenks aus dem Schnittpunkt der beiden Gelenkschwingen ergibt (Menschik 1974). Je nach individueller Form der Kondylen kann die Verschiebung des Drehpunkts bis zu 20 mm entlang der Sagittalachse und bis zu 10 mm entlang der beiden anderen Achsen betragen. Um das Knie vollständig zu strecken, muss ab ca. 10° Flexion eine Außenrotation der Tibia um ca. 5° erfolgen, die als Schlussrotation (engl. Home Screw Rotation) bezeichnet wird. Flexion und Extension sowie Innen- und Außenrotation können je nach Kniebeugung aktiv ausgeführt werden. Passiv sind zudem geringe Drehungen um die Sagittalachse (Abduktion/Adduktion) möglich, die z. B. beim Gehen durch das eigene Körpergewicht hervorgerufen werden (Neumann 2013).

Kinematisches Ersatzmodell Das in Grood u. a. (1983) vorgeschlagene und von der International *Society of Biomechanics* (ISB) empfohlene kinematische Modell des Knies besteht aus vier Segmenten, die über drei Zylindergelenke miteinander gekoppelt sind (vgl. Abbildung 4.16). Jedes

Zylindergelenk besitzt dabei einen rotatorischen und einen translatorischen Freiheitsgrad, woraus sich insgesamt sechs Bewegungsfreiheitsgrade entsprechend des menschlichen Kniegelenks ergeben. Die beiden Koordinatensysteme, die die Orientierung von Femur und Tibia angeben, sind wie beim Hüftgelenk an knöchernen Landmarken ausgerichtet, wobei die Orientierung der Z-Achse der Flexionsachse des Kniegelenks entspricht. Wie beim Hüftgelenk wird als Rotationsreihenfolge F/E-A/A-IR/AR vorgeschlagen. Um die Translationen und Rotation abhängig vom Flexionswinkel zu bestimmen, wurden in Walker u. a. (1988) 23 Kniegelenke von Leichen untersucht und die Bewegungstrajektorien und Verschiebungen des GRZ mit Hilfe von Röntgenaufnahmen bestimmt. Aus den Ergebnissen ergeben sich die folgend aufgeführten Funktionen, mit denen die Gelenkwinkel und Verschiebungen abhängig vom Flexionswinkel F geschätzt werden können.

$$\theta_2 = 0.0791F - 5.733e^{-4}F^2 - 7.682e^{-6}F^3 + 5.759e^{-8}F^4 \quad (2.1)$$

$$\theta_3 = 0.3695F - 2.958e^{-3}F^2 + 7.666e^{-6}F^3 \quad (2.2)$$

$$S_1 = 0 \quad (2.3)$$

$$S_2 = -0.1293F + 4.796e^{-4}F^2 \quad (2.4)$$

$$S_3 = -0.0683F + 8.804e^{-4}F^2 - 3.750e^{-6}F^3 \quad (2.5)$$

Für die Simulation lassen sich über diese Gleichungen für beliebige Flexionswinkel bzw. Bewegungen realistische Werte für die anderen Bewegungsfreiheitsgrade berechnen. Zudem existieren sehr genaue Analysen über die Gelenkwinkeltrajektorien und die Arthrokinematik für einen Doppelschritt während des Gehens.

Kinematik und Kinetik während eines Doppelschritts Um eine genaue Messung der Translation des GRZ durchzuführen wurden am Knochen angebrachte, aus dem Bein herausstehende, Stäbe verwendet an deren Ende sich optische Marker befinden (Lafortune u. a. 1992). Wie beim Hüftgelenk

treten die größten Winkel während eines Doppelschritts um die F/E-Achse in der Schwungphase auf (65° Flexion), um die Fortbewegung zu ermöglichen. Die Winkel in der Frontal- und Transversalebene sind gegenüber der Sagittalebene deutlich geringer und weisen eine hohe Varianz zwischen den einzelnen Probanden auf (Lafortune u. a. 1992). Die größten Translationen entlang der Sagittalachse wurden während der Schwungphase mit durchschnittlich 15 mm in posteriore Richtung und entlang der Longitudinalachse mit 7 mm in distale Richtung gemessen. In der Simulation erfolgt der Aufbau des Kniegelenks nach dem Modell von Grood u. a. (1983), für die Gelenkwinkeltrajektorien eines Doppelschritts werden die Trajektorien nach Lafortune u. a. (1992) verwendet.

Tabelle 2.3: Bewegungsumfang des Kniegelenks und Drehmomente während des Gehens.

	F/E	A/A	IR/AR
Bewegungsumfang (aktiv) [°]	130/5	0/0	10/40
Bewegungsumfang (passiv) [°]	160/5	10/10	10/40
Max. Gelenkwinkel im Doppelschritt [°]	65/0	7,5/2	8/10
Max. Drehmoment im Doppelschritt [Nm/kg]	0,5	1,1	0,09

Die größten Drehmomente treten in der *Mid Stance Phase* um die F/E- und A/A-Achse auf, um den Körperschwerpunkt auf das Standbein zu verlagern und die durch das Aufsetzen des Fußes entstehende Belastung zu dämpfen. Der komplexe anatomische Aufbau des Kniegelenks wirkt sich stark auf die Konstruktion von Gelenkmechanismen für Exoskelette aus, die bestenfalls sowohl die drei rotatorischen als auch die drei translatorischen Bewegungsfreiheitsgrade abbilden sollten ohne dabei einen großen Bauraum entlang des Beins zu beanspruchen. Aus der Kinetik des Kniegelenks während eines Doppelschritts ergeben sich zudem widersprüchliche Anforderungen an die Aktuierung. Während in der Standphase hohe Drehmomente bei moderaten Winkelgeschwindigkeiten vom Aktuator benötigt werden, kehrt sich dies in der Schwungphase zu hohen Winkelgeschwindigkeiten bei geringen

Drehmomenten um. Der Aktuator sollte ähnlich zum muskuloskelettalen Aufbau des Menschen entweder am Oberschenkel oder am Rückenteil, also am Anfang der kinematischen Kette des Exoskeletts platziert werden.

2.1.5 Sprunggelenk

Das Sprunggelenk verbindet den Unterschenkel mit dem Fuß und hat als letztes Gelenk in der kinematischen Kette der menschlichen Gliedmaßen die größte Distanz zum Massenschwerpunkt des Körpers. Deshalb muss es sowohl klein und leicht sein und dabei hohe Drehmomente während des Gangs übertragen.

Anatomie, Biomechanik und Kinematik Wie das Kniegelenk setzt sich das Sprunggelenk aus zwei Gelenken, dem oberen und dem unteren Sprunggelenk zusammen. Das obere Sprunggelenk verbindet die distalen Enden von Tibia und Fibula (Malleolengabel) mit dem Talus. Die Malleolengabel umschließt den Talus von beiden Seiten lateral und von oben, um die Stabilität des Gelenks zu erhöhen. Aus dieser Anordnung ergibt sich die Ausprägung als reines Scharniergelenk, wobei sowohl Roll- als auch Gleitbewegungen möglich sind (Neumann 2013, Bommas-Ebert u. a. 2011). Das Gelenk besitzt eine Kontaktfläche von 350 mm^2 , die damit deutlich geringer ist als die Kontaktfläche im Knie- oder Hüftgelenk (1120 mm^2 bzw. 1100 mm^2).

Das untere Sprunggelenk setzt sich wiederum aus einem vorderen (Articulatio talocalcaneonavicularis) und einem hinteren (Articulatio subtalaris) Teil zusammen, wobei die Trennung in zwei Gelenke unter funktionellen Gesichtspunkten bedeutungslos ist. Die im vorderen unteren Sprunggelenk artikulierenden Talus und Teile des Calcaneus sowie Os. naviculare bilden ein Scharniergelenk. Dies gilt ebenso für das hintere untere Sprunggelenk, wo die posterioren Teile von Talus und Calcaneus aufeinander rollen und gleiten. Insgesamt besitzt der Komplex von Fuß- und Sprunggelenk elf Gelenke (ohne die Gelenke in den Zehen), die zu der hohen Beweglichkeit und Variabilität

dieses Körperteils beitragen. Da der Fokus dieser Arbeit auf der Entwicklung von Hüft-, Knie- und Sprunggelenk liegt, sollen die anderen Fußgelenke hier nicht weiter beschrieben werden. Im Gegensatz zu den anderen Gelenken der unteren Extremität sind die Bewegungsachsen des Sprunggelenks nicht parallel zu den anatomischen Hauptachsen ausgerichtet, wodurch sich eine veränderte Terminologie für die Bewegungsbezeichnungen ergibt. Prinzipiell wird zwischen einer grundlegenden (Bewegungsachsen stehen senkrecht auf den anatomischen Ebenen) und einer angewandten Terminologie (Bewegungsachsen koaxial zu den anatomischen Gelenkachsen des Sprunggelenks) unterschieden.

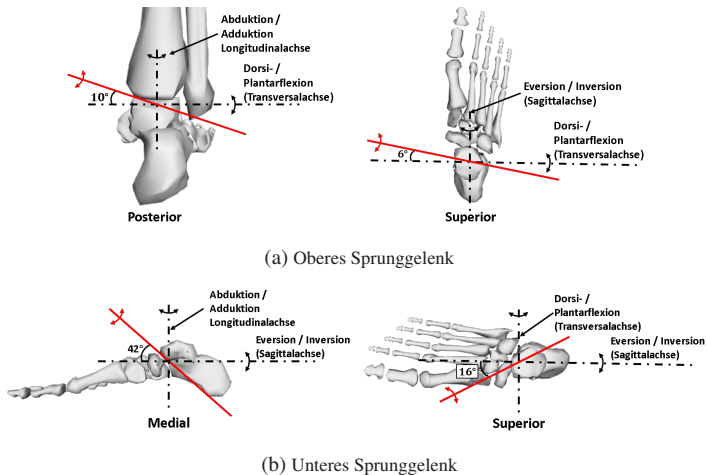


Abbildung 2.5: Lage der Bewegungsachsen des Sprunggelenks (nach Neumann 2013).

Kinematisches Ersatzmodell Um in dieser Arbeit eine durchgängige Terminologie für alle drei Gelenke der unteren Extremität zu verwenden, wird die grundlegende Terminologie angewendet. Danach ergeben sich drei Bewegungsfreiheitsgrade für die Kombination der beiden Sprunggelenke (der sog. *Ankle Joint Complex*), die die Bewegungen um die schief stehenden anatomischen Achsen abbilden. Die Bewegungsachse des oberen Sprunggelenks

ist gegenüber der Frontalebene um 10° und gegenüber der Horizontalebene um 6° geneigt (vgl. Abbildung 2.5a). Eine Streckung des Fußes um diese Achse (Plantarflexion des oberen Sprunggelenks) resultiert deshalb in einer Drehung um die F/E- und die A/A-Achse. Simultan zur Rollbewegung im Gelenk findet eine Gleitbewegung statt, so dass sich das GRZ bei Plantarflexion in Richtung anterior verschiebt. Für das untere Sprunggelenk wurden durchschnittliche Abweichungen von 42° gegenüber der Transversal- und 16° gegenüber der Sagittalebene gemessen (Manter 1941). Eine Rotation um dieses Gelenk findet also um die A/A- und IR/AR- Achse statt. Der Gelenkmechanismus des Exoskeletts sollte entweder ebenfalls über zwei schief stehenden oder über drei Rotationsfreiheitsgrade verfügen, um die Bewegungen der beiden Sprunggelenke abzubilden. Zudem muss die Verschiebung des GRZ vom Mechanismus abgebildet werden. Für das Sprunggelenk wurde von der ISB ebenfalls ein kinematisches Ersatzmodell empfohlen, welches das obere und untere Sprunggelenk zu einem Komplex zusammenfasst. Das Modell besteht aus vier Segmenten, die durch drei Zylindergelenke miteinander verbunden sind, woraus sich drei Rotations- und drei Translationsfreiheitsgrade ergeben (vgl. Abbildung 4.30). Wie bei den anderen Gelenken wird die Position und Achsausrichtung der kartesischen Koordinatensysteme für jedes artikulierende Körperteil über knöcherne Landmarken definiert, aus denen sich dann das Gelenkkoordinatensystem ergibt. Der Ursprung des tibiofibularen Koordinatensystems (Achsen XYZ) liegt im Mittelpunkt auf der Verbindungslinie zwischen der medialen und lateralen Spitze von Tibia und Fibula, wobei diese Verbindungslinie gleichzeitig die Z-Achse des kartesischen Koordinatensystems und die F/E-Achse (e_1) des Gelenkkoordinatensystems bildet. Das zweite Koordinatensystem (Achsen xyz) bewegt sich mit dem Calcaneus, also dem Fuß, wobei der Ursprung dem des tibiofibularen Koordinatensystems entspricht. Die y -Achse fällt mit der Längsachse von Tibia und Fibula in der Neutralkonfiguration zusammen und entspricht der IR/AR-Achse (e_3). Die A/A-Achse steht orthogonal zu den beiden vorher genannten Achsen, so dass sich ein rechtshängiges Koordinatensystem ergibt.

Ähnlich wie beim Kniegelenk wurden die Translationen am Sprunggelenk über Funktionen approximiert und dazu Sprunggelenke von verschiedenen Probanden in einem Magnetresonanztomographen liegend belastet und unbelastet bewegt, um die Verschiebungen in vivo zu erfassen (Siegler u. a. 2005). Das aus diesen Daten entwickelte Modell (Forlani u. a. 2015) gibt die Rotationen und Translationen des Sprunggelenks abhängig vom Flexionswinkel für den belasteten und unbelasteten Fall an. Die Ergebnisse des Modells werden für die Definition von Anforderungen sowie in der späteren Simulation verwendet und sind in Tabelle B.4 aufgelistet.

Kinematik und Kinetik während eines Doppelschritts Als letztes Gelenk der kinematischen Kette der unteren Extremitäten treten am Sprunggelenk während der *Preswing Phase*, also kurz vor Beginn der Schwungphase, sehr hohe Drehmomente (ca. 1,8 Nm/kg) bei gleichzeitig hohen Winkelgeschwindigkeiten auf, wenn das Bein über die Zehen vom Boden abgedrückt wird. Daraus resultiert eine Leistungsspitze bei ca. 52 % des Gangzyklus, wo kurzzeitig eine Leistung von über 4 W/kg generiert werden muss. Der Leistungsbedarf während des restlichen Gangzyklus übersteigt dagegen $\pm 0,5$ W/kg nicht. Die größten Gelenkwinkel treten wie bei den anderen Gelenken der unteren Extremität in der Sagittalebene auf, wobei das Maximum mit 20° Plantarflexion deutlich unter den Maximalwerten an Hüft- und Kniegelenk liegt. Zudem rotiert der Fuß während der Standphase über das untere Sprunggelenk um die Sagittalachse (durchschnittlich zwischen -2 und 6° Inversion). In der Schwungphase hängt der Winkel stark vom jeweiligen Subjekt ab, so dass keine zuverlässige Angabe von Durchschnittswerten möglich ist (Neumann 2013).

Aufgrund der sehr komplexen Anforderungen am Fußgelenk, bezogen auf den geringen zur Verfügung stehenden Bauraum bei gleichzeitig hoher Variabilität und hohen Leistungsanforderungen, stellt das Sprunggelenk eine große Herausforderung bei der Konstruktion von Gelenkmechanismen für Exoskelette dar. Es besteht die Möglichkeit, den gesamten Gelenkkomplex in einem

Gelenk abzubilden oder zwei getrennte kinematische Ketten für das obere und untere Sprunggelenk zu entwickeln. Um den Benutzer beim Gehen zu unterstützen muss eine Aktuierung in der Sagittalebene erfolgen. Gleichzeitig kann durch einen zweiten Aktuator, der Drehmomente um die A/A-Achse generiert, das Balancieren vom Exoskelett aktiv unterstützt werden.

Tabelle 2.4: Bewegungsumfang des Sprunggelenks und Drehmomente während des Gehens.

	F/E	A/A	IR/AR
Bewegungsumfang (aktiv) [°]	50/20	23/13	38/34
Bewegungsumfang (passiv) [°]	50/> 40	45/20	40/40
Max. Gelenkwinkel im Doppelschritt [°]	20/12	6/2	–
Max. Drehmoment im Doppelschritt [Nm/kg]	1,8	0,15	0,02

2.2 Ausrichtungsfehler der Gelenkachsen

Sind die korrespondierenden Mensch-Exoskelett-Achsen nicht genau aufeinander ausgerichtet ergeben sich Ausrichtungsfehler, die nach ihrer Ursache in Mikro- (*micro misalignments*) und Makro-Ausrichtungsfehler (*macro misalignments*) unterteilt werden (Pons 2008). Makro-Ausrichtungsfehler treten auf, wenn der Gelenkmechanismus eines Exoskeletts generell nicht in der Lage ist, die Kinematik des menschlichen Gelenks abzubilden. Ursachen dafür sind fehlende Bewegungsfreiheitsgrade im Exoskelett oder ungenügende Skalierungsmöglichkeiten auf den Körperbau des Benutzers, so dass die korrespondierenden Gelenkachsen nach dem Anziehen des Systems nicht fluchten können. Mikro-Ausrichtungsfehler treten dagegen während des Betriebs auf, z. B. wenn das Exoskelett beim Tragen verrutscht oder der Gelenkmechanismus die Arthrokinematik der menschlichen Gelenke nicht exakt abbildet. Existiert ein Ausrichtungsfehler bewegt sich das Exoskelett relativ zum menschlichen Bein. Abbildung 2.6 illustriert diesen Sachverhalt für einen stark vereinfachten Fall, bei dem das menschliche Kniegelenk

und das Exoskelett über ein Drehgelenk verfügen, das Rotationen um die FE-Achse erlaubt.

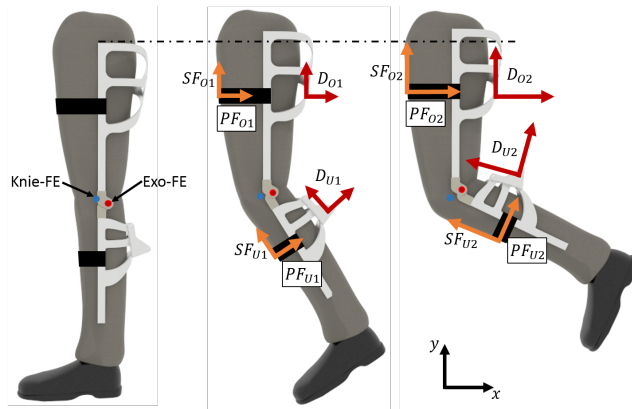


Abbildung 2.6: Durch Ausrichtungsfehler hervorgerufene Bewegungen des Exoskeletts relativ zum menschlichen Bein.

Der Unterschenkel des Benutzers führt eine Flexion von 65° relativ zum feststehenden Oberschenkel aus und es tritt schon zu Beginn der Bewegung (links) ein Makro-Ausrichtungsfehler zwischen der anatomischen Knieachse *Knie-FE* und der korrespondierenden Exoskelettachse *Exo-FE* auf. Exoskelett und Benutzer sind am Ober- und Unterschenkel durch die in schwarz dargestellten Mensch-Roboter-Schnittstellen (MRS) gekoppelt. Die mittlere Grafik zeigt die Situation bei einem Flexionswinkel von $32,5^\circ$. Die Position von *Exo-FE* hat sich durch die Bewegung entlang der x - und y -Achse verschoben (Mikro-Ausrichtungsfehler), was nur möglich ist, wenn sich auch der Exoskelettrahmen und die MRS um die Distanz DO_1 bzw. DU_1 in die gleiche Richtung verschieben. Als MRS werden häufig orthetische Riemen, aber auch Teile aus festen Materialien, z. B. aus Acrylnitril-Butadien-Styrol (ABS) verwendet. Damit eine Verschiebung möglich ist, muss sich die MRS dehnen oder eine Verformung des unter der Haut liegenden Weichgewebes stattfinden. Dies führt zu Druckkräften (PF_{O1}, PF_{U1}) an der Vorderseite von

Ober- und Unterschenkel und gleichzeitig treten durch die Verschiebung entlang der y-Achse Scherkräfte (SF_{O1} , SF_{U1}) an den MRS auf. Wird das Knie weiter gebeugt (rechts) vergrößern sich die Verschiebungen und Kräfte, was den Tragekomfort beeinträchtigt und zu Druckstellen oder Verletzungen führen kann.

Würde man die anatomische AA- und IR/AR-Achse sowie die Translation des GRZ in die Betrachtung einbeziehen, wären die Mikro- und Makro-Ausrichtungsfehler deutlich größer. Da augmentierende Exoskelette tendenziell über einen langen Zeitraum genutzt werden, z. B. während eines gesamten Arbeitstages, reduziert sich durch die aufgeprägten Kräfte der Tragekomfort und damit die Akzeptanz dieser Systeme. Aus technischer Sicht ist es gleichzeitig nicht möglich Drehmomente exakt auf die menschlichen Gelenkachsen zu übertragen. Daher ist eine gute kinematische Kompatibilität für diese Systeme äußerst bedeutend. Der nächste Abschnitt fasst bisherige Arbeiten zusammen, bei denen während der Entwicklung eine gute kinematische Kompatibilität angestrebt wurde.

2.3 Klassifikation von Exoskeletten

Die menschlichen Gelenke der unteren Extremität zeichnen sich durch eine hohe Flexibilität aus und können gleichzeitig große Drehmomente übertragen und effiziente Laufbewegungen ermöglichen. Um den derzeitigen Stand der Forschung im Bereich Gelenkmechanismen für Exoskelette der unteren Extremität darzustellen und zu gliedern, werden zunächst die vier Möglichkeiten betrachtet, den kinematischen Aufbau eines solchen Systems zu gestalten. Gleichzeitig können jedem kinematischen Aufbau mechanische Prinzipien zugeordnet werden, die Ausrichtungsfehler zwischen den korrespondierenden Mensch-Exoskelett-Achsen verringern. Diese Prinzipien dienen folgend dazu, die derzeit existierenden Systeme in Kategorien einzuordnen und so einen Überblick über den Stand der Forschung zu geben.

2.3.1 Kinematischer Aufbau von Exoskeletten

Der kinematische Aufbau von Exoskeletten lässt sich prinzipiell, je nach Anzahl und Ort der Kontaktpunkte und dem kinematischen Aufbau zwischen diesen Kontaktpunkten, in vier Kategorien unterteilen (Pons 2008):

- Endpunktbasierte Exoskelette
- Kinematisch äquivalente Exoskelette
- Kinematisch nicht-äquivalente Exoskelette
- *Soft-Exo-Suits*

Abbildung 2.7 illustriert die ersten drei Möglichkeiten. Die vierte Kategorie, die sog. *Soft-Exo-Suits* haben sich in den letzten Jahren etabliert, und sind ohne definierte Gelenkachsen und steife Verbindungen zwischen diesen aufgebaut. In den folgenden Abschnitten wird jeder Aufbau genauer erläutert und dazugehörige Beispielsysteme vorgestellt.

Endpunktbasierte Exoskelette

Endpunktbasierte Exoskelette besitzen nur eine Schnittstelle zum menschlichen Körper am Ende der kinematischen Kette (bezogen auf das Bein) am Fuß des Benutzers. Das andere Ende ist entweder fest mit der Umgebung oder mit einem anderen Körperteil, beispielsweise dem Oberkörper, gekoppelt und erlaubt damit das Aufprägen von Kräften und Geschwindigkeiten im Arbeitsraum, aber nicht im Gelenkwinkelraum. Drehmomente können deshalb nicht gezielt auf bestimmte Gelenkachsen des menschlichen Beins aufgeprägt und die kinematische Konfiguration des Beins nicht definiert werden. Dies hat den Nachteil, dass die Gelenkwinkelgrenzen der anatomischen Gelenke überschritten werden können, so dass zum Beispiel eine Hyperextension im Knie nicht ausgeschlossen ist. Der Benutzer muss so einen Fall eigenständig vermeiden, um dem Risiko von Verletzungen vorzubeugen.

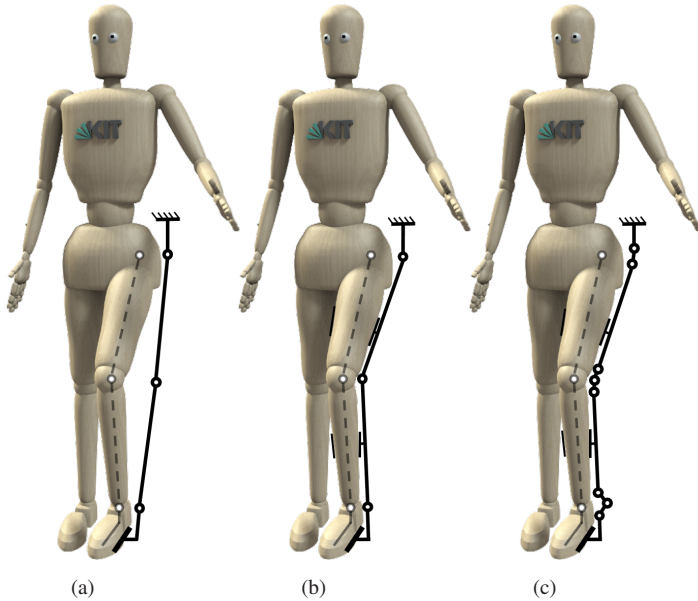


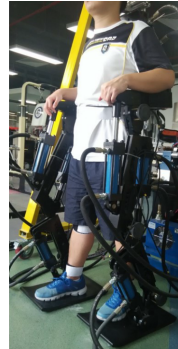
Abbildung 2.7: Unterschiedliche Möglichkeiten des kinematischen Grundaufbaus von Exoskeletten für die unteren Extremitäten: (a) endpunktbasiert, (b) kinematisch äquivalent, (c) kinematisch nicht-äquivalent.

Vorteilhaft bei dieser Art von Exoskeletten ist, dass die kinematische Struktur des Exoskeletts nicht auf die des Menschen ausgerichtet werden muss. Deshalb eignen sich diese Exoskelette vor allem für gesunde Benutzer, um die durch zusätzliche Lasten aufgeprägten Kräfte in den Boden abzuleiten. Eines der bekanntesten Exoskelette mit endpunktbasierter Kinematik ist das *BLEEX-Exoskeleton*, welches mit dem Ziel entwickelt wurde den Benutzer beim Tragen eines Rucksacks zu unterstützen (Zoss u. a. 2006). Das in Abbildung 2.8a dargestellte zweibeinige Exoskelett besitzt sieben Bewegungsfreiheitsgrade pro Bein und wird am Fuß sowie am Torso des Benutzers fixiert. Pro Bein sind vier bidirektional wirkende hydraulische Linearaktuatoren integriert. Insgesamt soll sich die metabolische Effizienz beim Gehen um 5–15 % verbessern, wobei die dafür benötigte Leistung von 1143 W weitaus

höher ist, als während des physiologischen Gangs für einen Doppelschritt ohne Last benötigt wird (165 W).



(a) BLEEX



(b) NextExo

Abbildung 2.8: Beispiele für Exoskelette mit endpunktbasierter Kinematik: (a) Das *BLEEX*, unterstützt den Benutzer beim Tragen eines Rucksacks (Zoss u. a. 2006, © 2006 IEEE), (b) *NextExo* (Liu u. a. 2015, © 2015 IEEE).

Ähnliche Systeme wurden in Forschungsarbeiten (Liu u. a. 2015, Low u. a. 2005) oder für den kommerziellen Vertrieb, beispielsweise zur Unterstützung für die Arbeit mit Maschinen (*Ekso ZeroG* (EKSO Bionics 2019b), *Fortis Exoskeleton* (Fortis 2019)), entwickelt. Insgesamt eignen sich diese Systeme gut, wenn die Kräfte einer am Körper fixierten Last in den Boden abgeleitet werden sollen. Die Bedingung dafür ist aber, dass Last und Exoskelett fest verbunden sind, z. B. ein Rucksack auf dem am Hüftgürtel befestigten Teil des Exoskeletts aufliegt. Sollen dagegen Objekte mit den Händen angehoben werden, entlasten diese Systeme die unteren Extremitäten nicht.

Kinematisch äquivalente Exoskelette

Kinematisch äquivalente Exoskelette besitzen exakt die gleiche Anzahl an Bewegungsfreiheitsgeraden wie die menschlichen Gliedmaße, an die sie gekoppelt sind. Die Anzahl der Bewegungsfreiheitsgrade dieser Systeme hängt also vom Detaillierungsgrad des menschlichen Modells und den dabei

auftretenden Bewegungen ab. Bei kommerziell erhältlichen Exoskeletten wird das menschliche Bein häufig als kinematische Kette aus zwei Drehgelenken für die Hüfte, eines für das Knie und zwei für das Fußgelenk modelliert. Die Systeme besitzen folglich vier Drehgelenke (Abduktions-/Adduktionsachse und Flexions-/Extensionsachse am Hüftgelenk, F/E-Achse am Knie und Sprunggelenk).

Exoskelette wie das tragbare *Hybrid Assistive Limb* (Cyberdyne 2019, Kawamoto u. a. 2009), das *ReWalk* (ReWalk 2019) oder das *EKSO* (Strickland 2012) dienen zur Rehabilitation nach Operationen oder Schlaganfällen bzw. zur Substitution verloren gegangener Fähigkeiten. Die F/E-Achse von Hüft- und Kniegelenk sind bei diesen Systemen aktuiert, allerdings werden zusätzliche Gehhilfen benötigt, um aufrecht mit dem System zu stehen. Stationär in Kliniken eingesetzte Systeme wie das Lopes (Ekkelenkamp u. a. 2007, Fleerkotte u. a. 2014) oder das LokoMat (Jezernik u. a. 2008) verfügen ebenfalls über vier Bewegungsfreiheitsgrade pro Bein. Über zusätzliche Schubgelenke ist es möglich, die Position des Hüftgürtels relativ zur feststehenden externen Struktur zu verändern.

Aufgrund des komplexen Aufbaus der menschlichen Gelenke und der Verschiebung des GRZ während der Gelenkbewegung, führt diese stark vereinfachte Kinematik allerdings zu einem unkomfortablen Trageverhalten und schränkt die Beweglichkeit des Benutzers ein. Zudem ist es aufgrund der schlechten Ausrichtung nicht möglich, vom Exoskelett erzeugte Drehmomente exakt um die jeweiligen Bewegungsfreiheitsgrade einzuleiten.

Generell haben kinematisch äquivalent aufgebaute Exoskelette jedoch den Vorteil, dass die Systeme aufgrund der begrenzten Anzahl an Gelenken über einen einfachen Aufbau verfügen, und damit bei geringem Bauraum gut aktuiert sind. Idealerweise bestünde solch ein System aus Gelenken, die die Kinematik der menschlichen Gelenke imitieren. Sollen nur Dreh- und Schubgelenke in der Konstruktion verwendet werden, gibt es nach Perry u. a. (2007) zwei Möglichkeiten, um Ausrichtungsfehler zu vermeiden: Das

Verschieben des Gelenks an die proximale Austrittsstelle der menschlichen Gelenkachse aus dem Körper oder ein umlaufendes Gelenk.

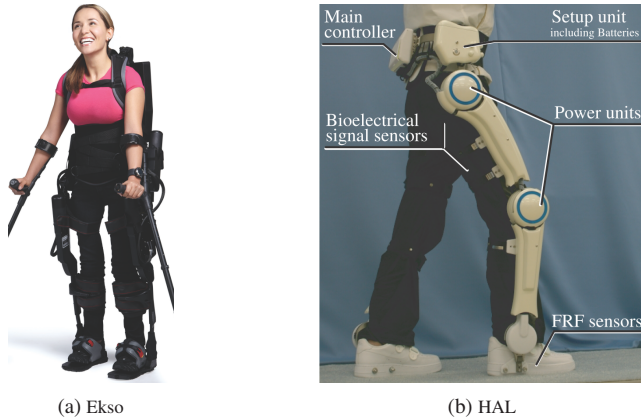


Abbildung 2.9: Beispiele für Exoskelette mit zum menschlichen Körper kinematisch äquivalentem Grundaufbau. (a) Das in der Rehabilitation und zur Substitution eingesetzte *Ekso*, (Strickland 2012, © 2012 IEEE), (b) das zur Augmentation und Rehabilitation eingesetzte *HAL* (Kawamoto u. a. 2009, © 2009 IEEE).

Die erste Möglichkeit ist für Beinexoskelette nicht relevant. Betrachtet man beispielsweise die Innen-/Außenrotationsachse (IR/AR-Achse) des Kniegelenks, tritt diese oberhalb der Schulter oder unter der Fußsohle und damit in sehr großer Distanz zum Kniegelenk aus dem menschlichen Körper aus. Die zweite Option, ein umlaufendes Gelenk zu verwenden wird in Abbildung 2.10 beispielhaft für die IR/AR-Achse des Kniegelenks dargestellt. Um den Unterschenkel relativ zum Oberschenkel zu verdrehen und dabei gleichzeitig die korrespondierende Mensch-Exoskelett-Achse auszurichten, kann eine gebogene Linearschiene verwendet werden, auf der sich ein Schlitten bewegt. Allerdings ist es mit dieser Methode nicht möglich, die Arthrokinematik des menschlichen Knies abzubilden, ohne den Radius der Schiene während des Betriebs zu verändern. Beispiele, in denen eine gebogene Linearschiene verwendet wird, folgen im nächsten Abschnitt.

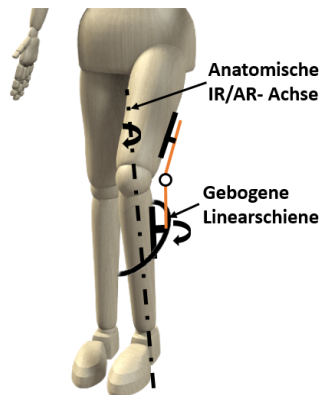


Abbildung 2.10: Schematische Darstellung eines umlaufenden Gelenks zur Verringerung von Ausrichtungsfehlern bei kinematisch äquivalenten Konstruktionen.

Aufgrund dieser Nachteile sind kinematisch äquivalente Systeme nur dann sinnvoll einsetzbar, wenn alle Bewegungsfreiheitsgrade und bestenfalls die Arthrokinematik von einem einzigen Gelenk abgebildet werden können. Bisher existieren allerdings aus technischer Sicht keine Gelenktypen, die diese Eigenschaften besitzen.

Kinematisch nicht-äquivalente Exoskelette

Kinematisch nicht-äquivalente Exoskelette sind wie die vorher genannten kinematisch äquivalenten Systeme mit jedem Segment des Benutzers gekoppelt, weisen allerdings durch zusätzliche Gelenke einen höheren Grad an Redundanz auf. Dieser vorteilhaften Eigenschaft steht die Komplexität bei der Aktuierung von mehreren Gelenken mit möglichst wenigen Aktuatoren entgegen. Diese Gelenkanordnung ist vor allem dann sinnvoll, wenn der Austrittspunkt der menschlichen Gelenkachse aus dem Körper weit vom GRZ entfernt liegt. Außerdem erlaubt eine kinematisch nicht-äquivalente Gelenkanordnung eine Ausrichtung der korrespondierenden Gelenkachsen während des Betriebs, also den Ausgleich von Ausrichtungsfehlern, die durch die Arthrokinematik hervorgerufen werden.

Aus der Lehre der Kinematik sind generelle Prinzipien bekannt, wie viele Freiheitsgrade in einem an einen ersten Mechanismus gekoppelten zweiten Mechanismus benötigt werden, um Ausrichtungsfehler zwischen beiden Mechanismen auszugleichen. Die Anwendung dieser Prinzipien ermöglicht es, grundlegende Kinematiken für die exoskelettspezifischen Anforderungen zu entwickeln. Eine Möglichkeit besteht in der Anwendung des Theorems der parallelen Achsen (Beatty 1986). Dieses besagt, dass eine Drehung um eine Referenzachse durch eine Drehung zu dieser parallel verlaufenden zweiten Achse und einer dazu orthogonalen Verschiebung abbildbar ist.

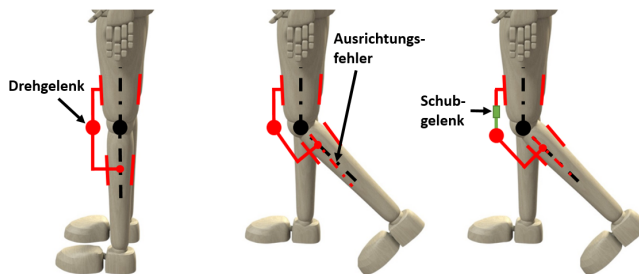


Abbildung 2.11: Anwendung des Theorems der parallelen Achsen. Durch das Einbringen eines Schubgelenks wird der Ausrichtungsfehler zwischen den beiden Drehgelenken an der MRS ausgeglichen.

Abbildung 2.11 zeigt ein Exoskelett (rot), welches über einen Bewegungsfreiheitsgrad in der Sagittalebene verfügt, wobei angenommen wird, dass sich das menschliche Kniegelenk (schwarz) ebenfalls nur in der Sagittalebene bewegen kann. Bei Knieflexion ergibt sich ein Orientierungsfehler der unterschenkelseitigen MRS im Vergleich zum menschlichen Bein und die MRS verschiebt sich in Richtung des Kniegelenks (mittlere Darstellung). Die Aufhebung dieser Fehler ist durch die Ergänzung eines Schubgelenks in die kinematische Kette möglich (rechte Darstellung). Dies erschwert allerdings die Aktuierung des Drehgelenks, da sich der Aktuator im abgebildeten Beispiel entweder am Unterschenkel oder zwischen dem Dreh- und dem

Schubgelenk befinden muss, um eine ungewollte Auslenkung des Schubgelenks zu vermeiden.

Eine andere Möglichkeit, um Ausrichtungsfehler zu vermeiden, ist die Anordnung mehrerer parallel verlaufender Drehachsen in Reihe. Wird die Flexionsachse des Kniegelenks beispielsweise durch drei Drehgelenke mit parallel verlaufenden Drehachsen abgebildet, befindet sich das GRZ im Schnittpunkt der Normalen der sie verbindenden Segmente. Diese Anordnungen sind deshalb in der Lage, Translationen des GRZ während des Betriebs auszugleichen. Allerdings gestaltet sich die Aktuierung als schwierig, da das Drehmoment möglichst gleichmäßig auf alle drei Drehachsen verteilt werden muss. Zieht man die hohe Komplexität des menschlichen Kniegelenks mit drei Rotationsachsen in Betracht, wären mindestens neun Drehgelenke erforderlich, um das Exoskelett in allen anatomischen Ebenen auf die Rotationsachsen des Kniegelenks auszurichten.

Weiterhin können zusätzliche passive Gelenke an der MRS angebracht werden, um Ausrichtungsfehler auszugleichen. Im Beispiel aus Abbildung 2.11 kann durch das Einbringen eines Dreh- und Schubgelenks an der unterschenkelseitigen MRS der Ausrichtungsfehler behoben werden, ohne das grün eingefärbte Schubgelenk zu verwenden.

Soft-Exo-Suits

Diese Art von Exoskeletten besitzt keine steife, durch Gelenke verbundene Struktur, sondern setzt sich aus am Körper getragenen Textilien zusammen. Dementsprechend sind die Systeme leicht und kompakt wobei spezielle Mechanismen zur Ausrichtung der korrespondierenden Mensch-Exoskelett-Achsen nicht benötigt werden. Für die Aktuierung wird ein Seilzug durch die Textilien bis ans Ende der kinematischen Kette, beispielsweise das Fußgelenk, geführt und kann somit je nach Seilführung Drehmomente um mehrere menschliche Bewegungsfreiheitsgrade einleiten. Diese Art der Kraftübertragung ermöglicht es außerdem, die gesamte Aktuatorik am Torso und damit

nah am Massenschwerpunkt des Trägers zu platzieren und somit die metabolische Effizienz zu erhöhen. Die Verwendung von weichen, elastischen Textilien als MRS begrenzt allerdings die maximal übertragbaren Drehmomente und aufgrund der fehlenden Gelenke ist es nicht möglich, Drehmomente definiert auf eine bestimmte menschliche Gelenkachse einzuleiten.



Abbildung 2.12: Beispiele für *Soft-Exo-Suits*: (a) *Myosuit* zur Kompensation von Muskelschwäche (Schmidt u. a. 2017, © 2017 IEEE), (b) *Soft-Exo-Suit* zur Augmentation von gesunden Benutzern (Asbeck u. a. 2015 © 2015 IEEE).

Beispiele für solche Systeme wurden in Bartenbach u. a. (2015), Schmidt u. a. (2017) oder Asbeck u. a. (2015) vorgestellt (vgl. Abbildung 2.12), wobei in die letztgenannte *Soft-Exo-Suit* pro Bein zwei Stahlseile in eine unter der Kleidung tragbare Textilstruktur integriert sind. Ein Seil verläuft vom Aktuator am Rücken zunächst an der Vorderseite des Oberschenkels entlang zum Kniegelenk, kreuzt dieses und verläuft dann an der Rückseite des Unterschenkels bis zu seinem Endpunkt an der Ferse. Dieses Seil unterstützt die Hüftflexion und die Plantarflexion des Sprunggelenks. Das zweite Seil verläuft vom Aktuator am Rücken zur Oberschenkelrückseite, um die Hüftextension zu unterstützen. Zur Aktuierung des ersten Seils steht eine Leistung von 200 W zur Verfügung. Das zweite Seil wird von einem Aktuator mit der

gleichen Leistung angetrieben, allerdings wird diese auf beide Beine verteilt. Das System ermöglicht Gehgeschwindigkeiten von bis zu $1,79 \text{ m s}^{-1}$, jedoch wurde noch nicht gezeigt, ob sich die metabolische Effizienz durch das System verbessert.

Zusammenfassung *Soft-Exo-Suits* besitzen keine definierten Achsen, so dass sie einen sehr guten Tragekomfort bieten. Allerdings besteht nicht die Möglichkeit, Drehmomente gezielt um eine menschliche Bewegungsachse einzuleiten. Dies gilt auch für endpunktbasierte Systeme, so dass diese beiden Grundaufbauten nicht weiter in Betracht gezogen werden. Kinematisch äquivalente und nicht-äquivalente Systeme ermöglichen das gezielte Aufprägen von Drehmomenten auf einen bestimmten Bewegungsfreiheitsgrad, allerdings muss aufgrund der Kopplung an jedem Beinsegment und der Verbindung der einzelnen Exoskelettsegmente durch Gelenkmechanismen, jeder einzelne Gelenkmechanismus kinematisch kompatibel zum entsprechenden menschlichen Gelenk sein. Die verschiedenen Möglichkeiten, um Ausrichtungsfehler der korrespondierenden Mensch-Exoskelett-Achsen auszugleichen, sind nochmals in Abbildung 2.13 zusammengefasst und nach Kategorien geordnet.

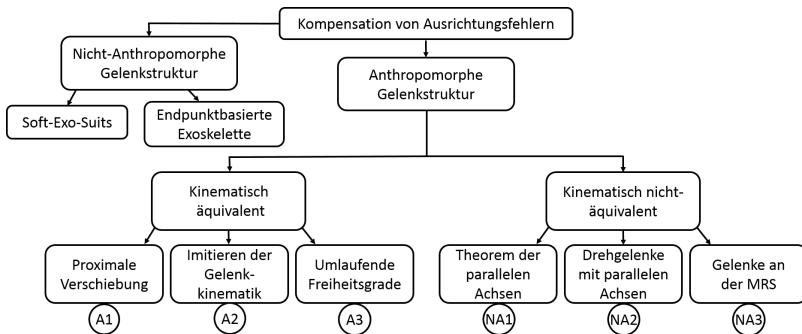


Abbildung 2.13: Methoden, zur Kompensation von Ausrichtungsfehlern der korrespondierenden Mensch-Exoskelett-Achsen.

Nachfolgend sollen Beispiele für Mechanismen vorgestellt werden, bei deren Entwicklung die Minimierung von Ausrichtungsfehlern im Fokus steht. Die Mechanismen sind nach dem anatomischen Gelenk für das sie entwickelt wurden und der dabei verwendeten Kategorie aus Abbildung 2.13 unterteilt.

2.3.2 Kinematisch kompatible Gelenkmechanismen

Die Entwicklung von Gelenkmechanismen für die untere Extremität, die alle konkurrierenden Anforderungen erfüllen (gute kinematische Kompatibilität, aktuiert, geringer Bauraum), stellt eine große Herausforderung dar. Bisher existiert nach Wissen des Autors kein Exoskelett für die unteren Extremitäten, in das drei kinematisch kompatible Gelenkmechanismen integriert sind.

Hüftgelenk

Für das Hüftgelenk wurden sowohl kinematisch äquivalente als auch kinematisch nicht-äquivalente Gelenkmechanismen vorgestellt, wobei die einfachsten Konstruktionen aus drei Drehgelenken bestehen (Hyon u. a. 2013, Costa u. a. 2006, Wang u. a. 2013). Das Drehgelenk für die IR/AR-Achse befindet sich dabei zwischen den Drehgelenken für die A/A- und F/E-Achse, außerhalb des menschlichen Körpers. Die Achsen von Exoskelett und Mensch können also grundsätzlich nicht fluchten. Dieser Makro-Ausrichtungsfehler wird von den Entwicklern in Kauf genommen, um die Komplexität des Systems gering zu halten, und z. B. durch eine geringe Riemenspannung an der Schnittstelle zum Oberschenkel ausgeglichen.

Gelenkmechanismen mit umlaufendem Bewegungsfreiheitsgrad

Um die Ausrichtung auf die IR/AR-Achse zu verbessern, wird in Kwa u. a. (2009) und im *BLERE*-Exoskelett (Yang u. a. 2014) eine gebogene Linearschiene verwendet, auf der sich ein Schlitten auf einer festen Kreisbahn bewegt. Im *BLERE*-Exoskelett befindet sich die gebogene Linearschiene hinter der durch Drehgelenke dargestellten A/A- und F/E-Achse

am Oberschenkel des Benutzers (vgl. Abbildung 2.14a). Der Mechanismus lässt sich damit vor dem Betrieb theoretisch auf alle anatomischen Achsen ausrichten, wobei dies nur auf Benutzer mit einem speziellen Körperbau, dem Radius der gebogenen Linearschiene entsprechend, zutrifft. Während des Betriebs kann sich die kinematische Kette nicht auf Verschiebungen des GRZ, beispielsweise durch eine falsche Positionierung des Gelenkmechanismus während des Anziehvorgangs, anpassen.

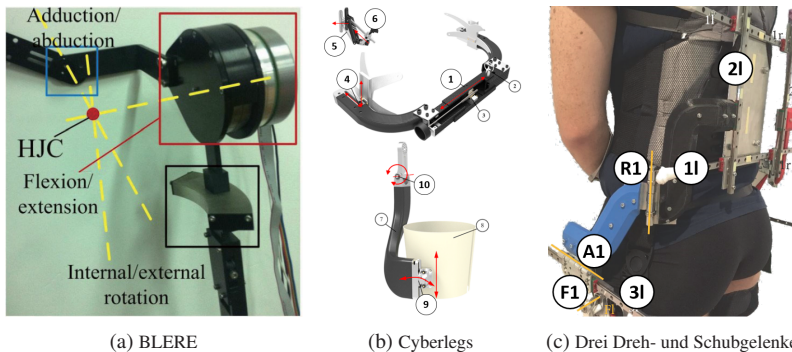


Abbildung 2.14: Kinematisch kompatible Gelenkmechanismen für das Hüftgelenk: (a) BLERE-Exoskelett mit gebogener Linearschiene (Yang u. a. 2014, © 2014 IEEE), (b) Cyberlegs Hüftexoskelett mit passiven Gelenken an der MRS (Giovacchini u. a. 2015, © 2015 IEEE), (c) Anwendung des Theorems der parallelen Achsen (Junius u. a. 2017, © 2017 IEEE).

Zusätzliche Gelenke an der MRS Das in Giovacchini u. a. (2015) vorgestellte Hüftexoskelett dient zur Augmentierung von gesunden Personen und ist in Abbildung 2.14b dargestellt. Es besitzt eine aktuierte, durch passive Bewegungsfreiheitsgrade (5, 6) auf die menschliche F/E-Achse ausgerichtete, Gelenkachse (4) und eine darunterliegende nichtaktuierte, nichtausgerichtete Achse (10), die Abduktions- bzw. Adduktionsbewegungen erlaubt. Zusätzlich wurden vier weitere passive Bewegungsfreiheitsgrade realisiert, um die Ausrichtungsfehler, an der aus orthetischen Schalen bestehenden Schnittstelle zum Oberschenkel, zu kompensieren (9) und das Exoskelett auf die

Körpermaße des Benutzers einzustellen (1). Dieses System ist damit kinematisch nicht-äquivalent. Ein seriell elastischer Aktuator unterstützt Bewegungen um die FE-Achse mit einem maximalen Drehmoment von 35 Nm bei einer Steifigkeit von 100 Nmrad^{-1} .

Anwendung des Theorems der parallelen Achsen Das von Junius u. a. (2017) vorgestellte Hüftexoskelett ist in der Lage, Ausrichtungsfehler in allen anatomischen Ebenen auszugleichen. Die kinematische Kette des Exoskeletts besteht aus drei Paaren von jeweils einem Dreh- und Schubgelenk, so dass das Theorem der parallelen Achsen auf jede anatomische Achse angewendet wird (vgl. Abbildung 2.14c). Der maximale Bewegungsraum wurde über Aufnahmen mit einem optischen System zur Bewegungserfassung evaluiert. Es zeigt sich, dass der bestehende Mechanismus viele Alltagsbewegungen, wie das Gehen oder Aufstehen und Hinsetzen, ohne Einschränkungen ermöglicht. Weitere Studien, mit einem die F/E-Achse unterstützenden Aktuator (maximales Drehmoment 20 Nm), deuten eine Erhöhung der metabolischen Effizienz beim Aufstehen und Hinsetzen an (Junius u. a. 2018). Allerdings werden sehr lange Schubgelenke benötigt, um die GRZ von Mensch und Exoskelett aufeinander auszurichten, da sich die A/A-Achse am Ende der kinematischen Kette, also am Oberschenkel befindet. Dies hat einen großen Bauraum in posteriore und laterale Richtung zur Folge. Zudem erschwert diese Anordnung die Integration eines zweiten Aktuators, der Drehmomente auf die A/A-Achse aufprägt.

Zusammenfassung Besitzt ein Mechanismus für das Hüftgelenk also eine kinematisch äquivalente Gelenkanordnung, ist eine Ausrichtung der Achsen während des Betriebs nicht möglich. Wird der Mechanismus um zusätzliche passive Gelenke erweitert, verbessert sich die kinematische Kompatibilität, allerdings erhöht sich damit auch der Bauraum und die Komplexität des Systems. Am Hüftgürtel steht jedoch ein relativ großer Bauraum zu Verfügung, ohne dass dabei Bauraumbeschränkungen für Gelenkmechanismen

am Knie- oder Sprunggelenk entstehen würden. Vergleicht man die Anzahl der aktuierten Bewegungsfreiheitsgrade in Tabelle 2.5 mit der Anzahl der ausgerichteten Bewegungsfreiheitsgrade und der Menge der dabei verbauten Gelenke wird deutlich, dass es bisher aufgrund der steigenden Komplexität nicht möglich ist eine gute kinematische Kompatibilität zu erreichen und gleichzeitig unterstützende Drehmomente um die A/A- und F/E-Achse einzuleiten.

Tabelle 2.5: Zusammenfassung der wichtigsten Parameter aktueller Gelenkmechanismen für das Hüftgelenk. DoF: Freiheitsgrade

Mechanismus	Ausgerichtete DoF	Aktuierte DoF	Anzahl Gelenke	Kategorie
Kwa u. a. (2009)	0	2	3	A3
Yang u. a. (2014)	0	2	3	A3
Giovacchini u. a. (2015)	1	1	4	NA3
Junius u. a. (2017)	3	1	6	NA1

Kniegelenk

Der komplexe anatomische Aufbau des Kniegelenks erschwert die Entwicklung von kinematisch kompatiblen Exoskelettgelenken. Einerseits muss das Gelenk flexibel genug sein, um die bei Bewegungen auftretenden Rotationen und Translationen des GRZ abbilden zu können, andererseits sollten hohe Drehmomente über das Kniegelenk übertragen bzw. dort generiert werden, um beispielsweise das Aufstehen oder das Heben schwerer Lasten zu unterstützen. Zudem ist der Bauraum für das Gelenk durch die Länge des Ober- und Unterschenkels begrenzt. Aufgrund dieser widersprüchlichen Randbedingungen verwenden viele kommerziell sowie in der Forschung entwickelte Systeme ein Drehgelenk, welches Bewegungen um die F/E-Achse erlaubt (Cyberdyne 2019, Wang u. a. 2013, Hyon u. a. 2013, Gloger u. a. 2015, Jezerik u. a. 2008). Dies ermöglicht die Konstruktion von kleinen sowie leichten

Systemen. Allerdings treten bei diesen stark vereinfachten Konstruktionen zwangsweise Makro- und Mikro-Ausrichtungsfehler auf.

Für das Kniegelenk existiert derzeit die größte Anzahl an Mechanismen, bei denen eine gute kinematische Kompatibilität im Fokus steht. Dabei werden zwei unterschiedliche Ansätze verfolgt: Gute Achsausrichtung in der Sagittalebene bei gleichzeitig kleinem Bauraum und geringer Komplexität oder gute Achsausrichtung auf alle anatomischen Achsen, was eine hohe Komplexität und einen großen Bauraum zur Folge hat. Bei allen Systemen wird entweder das Theorem der parallelen Achsen angewendet oder Ausrichtungsfehler werden über Drehgelenke mit parallel verlaufenden Gelenkachsen reduziert.

Drehgelenke mit parallel verlaufenden Gelenkachsen Werden mindestens drei Drehgelenke mit parallel verlaufenden Gelenkachsen in Reihe realisiert und parallel zur Sagittalebene positioniert, können die Verschiebungen des GRZ im Knie in dieser Ebene vom Exoskelett abgebildet werden. Alle nach diesem Prinzip entwickelten Gelenkmechanismen beschränken sich auf die Ausrichtung der F/E-Achse in der Sagittalebene wobei verschiedene technische Lösungen entwickelt wurden, um das Drehmoment über die kinematische Kette hinweg zu übertragen. Einige Ansätze kombinieren dies mit weiteren Drehgelenken, die nicht-ausgerichtete Rotationen um die A/A- und IR/AR-Achse erlauben.

Das *IT-Knee* (Saccaro u. a. 2016) besteht aus zwei gekoppelten Parallelogrammen, um die korrespondierenden F/E-Achsen von Mensch und Exoskelett in der Sagittalebene auszurichten. Am Anfang der kinematischen Kette ist ein zusätzliches Drehgelenk, am Ende ein zusätzliches Kardangelenkbau, um Rotationen um die anderen anatomischen Achsen zu ermöglichen. Der grundlegende Aufbau ist in Abbildung 2.15 rechts dargestellt. Der Aktuator bewegt das erste Gelenk des ersten Parallelogramms (θ_2), wobei diese Bewegung durch die Kopplung der beiden Parallelogramme eine Dreh- sowie eine Translationsbewegung am Ende des zweiten Parallelogramms auslöst. Das Kardangelenkbau lässt Bewegungen um die A/A-Achse (θ_5) und um

die IR/AR-Achse (θ_6) zu. Aufgrund dieses Aufbaus treten bei kombinierten Bewegungen um die A/A- und IR/AR- Achse Ausrichtungsfehler entlang der Sagittalachse auf.

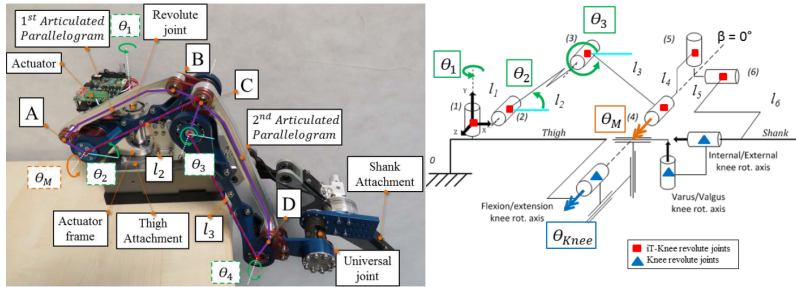


Abbildung 2.15: Konstruktion aus zwei gekoppelten Parallelogrammen zur Ausrichtung der korrespondierenden Mensch-Exoskelett-Achsen am Kniegelenk (Saccaras u. a. 2016, © 2016 IEEE).

Insgesamt ergibt sich aus den verwendeten Materialien und der Konstruktion aus Parallelogrammen ein steifes Kniegelenk, das hohe Drehmomente überträgt und vorgegebene Drehmomentverläufe genau abbildet. Das nominelle Drehmoment des Aktuators beträgt 140 Nm bei einer Winkelgeschwindigkeit von $390 \text{ }^\circ\text{s}^{-1}$. Dieses Drehmoment induziert, abgesehen von den Ausrichtungsfehlern der Sagittalachsen, Bewegungen um die menschliche F/E-Achse. Die Autoren machen in den bisher veröffentlichten Quellen keine Angaben zum maximalen Bewegungsraum der Gelenkachsen, allerdings wurde in Experimenten ein Flexionswinkel von 120° aufgezeichnet. Das Gesamtsystem wiegt inklusive Aktuator, aber ohne Akkumulatoren oder einen Kontrollrechner, 3,75 kg. Zudem belegt das System nahezu den kompletten Oberschenkelbereich, was das Anbringen eines Hüftgelenks erschwert.

Andere Mechanismen, die ausschließlich zur Ausrichtung der F/E-Achse in der Sagittalebene entwickelt wurden und nur Rotationen um die F/E-Achse ermöglichen, bestehen aus einem überschlagenen Gelenkviereck (Kim u. a. 2012), einer aus industriellen Anwendungen bekannten Schmidt-Kupplung

(Celebi u. a. 2013) oder aus drei in Reihe geschalteten Drehgelenken (Choi u. a. 2016). In der letztgenannten Arbeit bilden die drei Drehgelenke einen passiven Mechanismus, der ausschließlich zur Vermeidung von Ausrichtungsfehlern dient. Eine vierte unabhängige Seilrolle, die sich vom Aktuator aus gesehen vor dem passiven Mechanismus befindet, wird über ein zweites Seil vom Aktuator angetrieben.

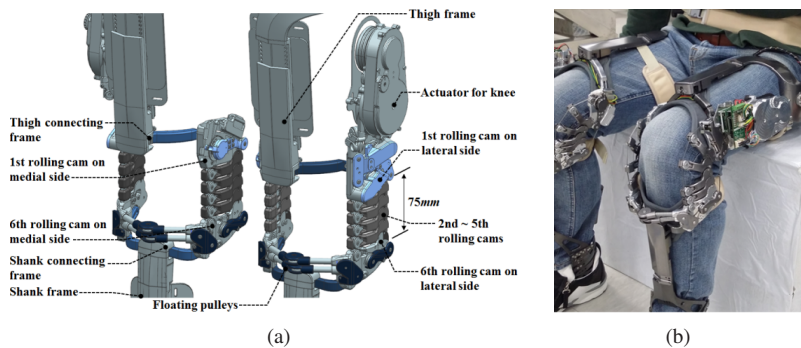


Abbildung 2.16: Sechs in Reihe geschaltete Bolzgelenke zur Ausrichtung des GRZ in der Sagittalebene: (a) CAD-Konstruktion des Kniegelenks, (b) Aktuierter Prototyp (Choi u. a. 2017, © 2017 IEEE).

Dieses Prinzip entwickeln die Autoren weiter, um Ausrichtungsfehler auch in der Frontalebene auszugleichen (Choi u. a. 2017). Das System ist in Abbildung 2.16 dargestellt. Der aktive Bewegungsfreiheitsgrad besteht aus je sechs in Reihe geschalteten und in Nuten geführten Bolzgelenken (*rolling cams*) auf der lateralen und medialen Seite des Kniegelenks. Um Ausrichtungsfehler in der Sagittalebene auszugleichen, wird die Bewegung der Gelenke, wie in der vorherigen Konstruktion, über zwei Seilzüge gekoppelt. Das Ende der Seilzüge ist über eine Seilrolle mit dem Aktuator verbunden, so dass das Kniegelenk aktiv gebeugt und gestreckt werden kann (vgl. Abbildung 2.16a). Der lateral des Oberschenkels angebrachte Aktuator entwickelt ein maximales Drehmoment von 10 Nm. Die Stahlseile verlaufen zunächst durch den Mechanismus auf der lateralen Seite, kreuzen dann das Kniegelenk Richtung

medial und verlaufen dann durch den medial angebrachten Mechanismus zu dessen proximalem Ende. Zusätzlich jeweils am Ober- und Unterschenkelrahmen angebrachte passive Gelenke ermöglichen eine Ausrichtung in der Frontalebene, also auf die menschliche IR/AR-Achse. Der Bewegungsraum um die F/E-Achse beträgt 180° . Bedingt durch die Konstruktion ergibt sich eine Steifigkeit für den Gesamtmechanismus von 183 Nm/rad und aus der Längendifferenz der beiden Stahlseile ein Aktuatorspiel von 12° , wenn sich die Bewegungsrichtung von Flexion nach Extension oder umgekehrt ändert. Daraus folgt, dass vorgegebene Drehmomentverläufe nicht vom Mechanismus abgebildet werden können. Während eines Doppelschritts ist dies vor allem in der frühen Standphase (LRP und MST) von Bedeutung, in der das Kniegelenk um ca. 20° gebeugt und gestreckt wird. In diesen Phasen treten die größten Drehmomente während eines Doppelschritts auf, durch das Aktuatorspiel kann der Gelenkmechanismus den Benutzer dort aber nur bedingt unterstützen.

Anwendung des Theorems der parallelen Achsen Wang u. a. (2014) kombinieren zwei in Nuten geführte Bolzen- (*Cam Rollers*) sowie ein Schubgelenk (*Slider*), um die Translation des Momentendrehpunkts in der Sagittalebene nachzubilden (vgl. Abbildung 2.17a). Durch die Führung ist die Dreh- mit der Linearbewegung gekoppelt und wird durch die Form der Nut vorgegeben. Zur Evaluation wird die, durch die Interaktion mit einem Kniemodell, induzierte Kraft auf den Aktuator des Exoskeletts über einen Sensor gemessen. Eine Flexionsbewegung des Modells induziert eine geringere Kraft auf den Aktuator, je mehr Bewegungsfreiheitsgrade im System vorhanden sind. Dies lässt den Schluss zu, dass sich die kinematische Kompatibilität verbessert.

Eine Kombination aus einem Linear- und fünf Drehgelenken wird in Cai u. a. (2011) beschrieben. Aufgrund der relativ geringen Anzahl an verbauten Gelenken müssen diese Gelenke jeweils hohe Verschiebungen des GRZ ausgleichen, so dass sich der Gelenkmechanismus über große Teile des Ober-

und Unterschenkels erstreckt (vgl. Abbildung 2.17b). Das Schubgelenk dient dabei zur Anpassung des Systems an verschiedene Oberschenkel­längen und befindet sich, vom Oberschenkel aus gesehen, am Anfang der kinematischen Kette. Es erlaubt zudem die Ausrichtung der drei folgenden Rotationsgelenke auf das menschliche GRZ.

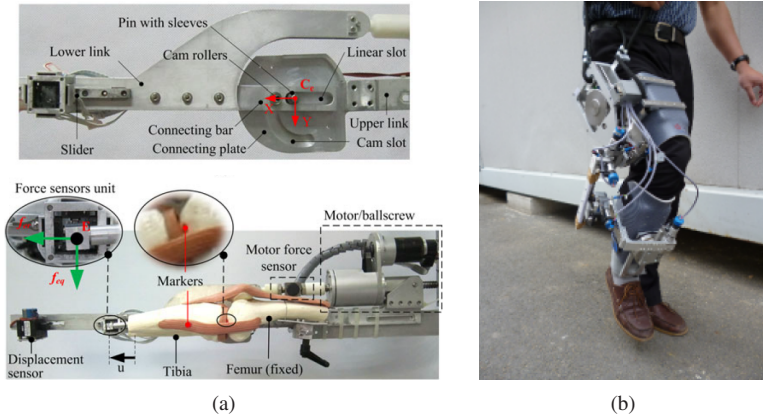


Abbildung 2.17: Ausrichtung der korrespondierenden Mensch-Exoskelett-Achsen am Kniegelenk durch Anwendung des Theorems der parallelen Achsen: (a) Geführtes Bolzengelenk (Wang u. a. 2014, © 2014 IEEE), (b) Aus fünf Dreh- und einem Schubgelenk bestehende kinematische Kette (Cai u. a. 2011, © 2011 IEEE).

Die Gelenkachsen der Drehgelenke stehen parallel zu den drei anatomischen Achsen und ermöglichen Bewegungen um diese drei Achsen. Zwei zusätzliche Drehgelenke am Ende der kinematischen Kette kompensieren in Kombination mit dem Schubgelenk die Verschiebung des GRZ. Das maximal vom Motor induzierte Drehmoment um die F/E beträgt 40 Nm und soll während der Rehabilitation dazu genutzt werden, durch eine gezielte Versteifung des Gelenks die Muskulatur und den Bandapparat des Patienten zu stärken. Die Konstruktion erlaubt eine maximale Flexion von bis zu 90° bei einer maximalen Winkelgeschwindigkeit von 100°s^{-1} . In Experimenten erwies sich die maximale Winkelgeschwindigkeit als zu gering, so dass sich die

Probanden nicht mit ihrer selbst gewählten Gehgeschwindigkeit fortbewegen können, was zu unnatürlichen Gelenkwinkeltrajektorien führt.

Zusammenfassung Für das Kniegelenk existieren bereits Gelenkmechanismen, die eine gute kinematische Kompatibilität zum menschlichen Gelenk aufweisen. Alle Ansätze sind dabei kinematisch nicht-äquivalent, was sich auf die Anzahl der verbauten Gelenke und auf den Bauraum der Exoskelette auswirkt. Tabelle 2.6 fasst die wichtigsten Eigenschaften der Gelenkmechanismen zusammen. Alle Gelenkmechanismen sind in der Lage unterstützende Drehmomente um die F/E-Achse zu generieren. Der einzige vollständig ausgerichtete Gelenkmechanismus von Cai u. a. (2011) kombiniert zwei Methoden und besitzt nur sechs Bewegungsfreiheitsgrade, hat dafür aber einen sehr großen Bauraum.

Tabelle 2.6: Zusammenfassung der wichtigsten Parameter aktueller Gelenkmechanismen für das Kniegelenk. DoF: Freiheitsgrade

Mechanismus	Ausgerichtete DoF	Aktuierte DoF	Anzahl Gelenke	Kategorie
Wang u. a. (2014)	2/6	1	2	NA1
Kim u. a. (2012)	3/6	1	17	NA2
Celebi u. a. (2013)	3/6	1	9	NA2
Choi u. a. (2016)	3/6	1	3	NA2
Choi u. a. (2017)	4/6	1	14	NA2
Saccares u. a. (2016)	5/6	1	10	NA2
Cai u. a. (2011)	6/6	1	6	NA1/NA2

Sprunggelenk

Durch den sich direkt an das menschliche Sprunggelenk anschließenden Fuß ist der Bauraum in distale Richtung für Exoskelette stark beschränkt. Deshalb ist die Verwendung von Gelenkmechanismen, die für das Kniegelenk

entwickelt wurden nur bedingt möglich. Zudem ist die Fläche der artikulierenden Knochen im Sprunggelenk deutlich geringer als im Knie- oder Hüftgelenk (vgl. Kapitel 2.1) und die Drehmomente während eines Gangzyklus kurzzeitig sehr hoch. Da das Sprunggelenk für die Fortbewegung nicht zwingend benötigt wird, verzichteten viele Gruppen auf dieses Gelenk im Exoskelett oder verwenden passive Drehgelenke, die Bewegungen um die F/E-Achse ermöglichen. Die im Folgenden vorgestellten Gelenkmechanismen wurden für die Rehabilitation oder zur Augmentierung von gesunden Benutzern entwickelt und bilden die Gelenkkinematik genauer ab.

Imitation der Kinematik des Sprunggelenks In Agrawal u. a. (2005) wurde ein Exoskelett mit dem Ziel entwickelt, eine (dauerhafte) Schwächung des M. tibialis anterior und eine dadurch ausgelöste Einschränkung der Beweglichkeit des Sprunggelenks auszugleichen. Die beiden Gelenkachsen sind so angeordnet, dass sie mit den schiefstehenden Bewegungsachsen der beiden Sprunggelenke fluchten. Die Ausrichtung der Gelenkachsen muss allerdings von einem Therapeuten vor dem Betrieb vorgenommen und für jeden Patienten müssen dafür individuell geformte Blöcke hergestellt werden. Die feststehenden Achsen bilden zudem die Arthrokinematik des Sprunggelenks nicht ab. Ein Aktuator, der die F/E-Achse des Exoskeletts antreibt, soll die fehlende Kraft des M. tibialis anterior kompensieren, ein zur zweiten Bewegungsachse parallel angeordnetes Feder-Dämpfer-System erleichtert zudem das Balancieren mit dem System. Allerdings sind weder für den Aktuator noch für das Feder-Dämpfer-System Kenndaten bekannt und es liegen keine Informationen über eine experimentelle Evaluation mit gesunden Probanden oder Patienten vor.

Anwendung des Theorems der parallelen Achsen Das *AssistOn-Ankle* (Erdogan u. a. 2017) verwendet eine *Stewart-Plattform*, mit der die Orientierung und Translation des ringförmigen Endstücks W über drei gekoppelte Aktuatoren in einem definierten Arbeitsraum beliebig verändert werden kann.

Die in Abbildung 2.18a dargestellte Kinematik hat sechs Bewegungsfreiheitsgrade, die über die Schubgelenke (L_1, L_2, L_3) aktuiert werden. Dieses System wird fest mit dem Sprunggelenk A verbunden, welches als kinematische Kette aus drei Drehgelenken modelliert ist. Aufgrund der Kopplung der drei Aktuatoren und des kinematischen Aufbaus sind die Bewegungsräume um die F/E- und A/A-Achse voneinander abhängig. Ein hoher Inversionswinkel begrenzt die Bewegungsfreiheit von F/E stark und umgekehrt.

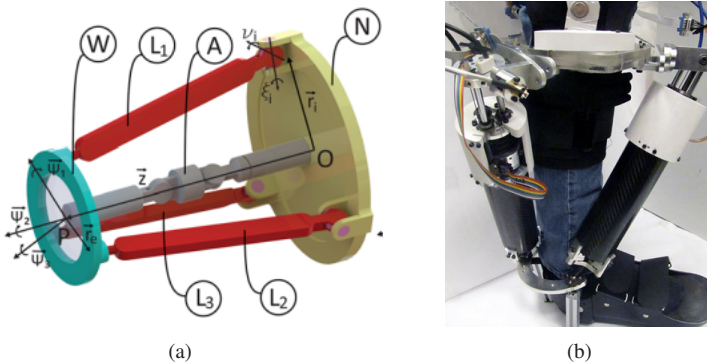


Abbildung 2.18: AssistOn-Ankle: (a) Aufbau einer Stewart-Plattform mit drei Aktuatoren, (b) Prototyp des Systems (Erdogan u. a. 2017, ©2017 Springer Nature).

Das System wurde so umgesetzt, dass Gangbewegungen und das Hinsetzen bzw. Aufstehen von einem Stuhl mit dem System möglich sind. Die Aktuatoren befinden sich außerhalb des Exoskeletts und sind über Seilzüge mit Zugfedern (schwarze Zylinder in Abbildung 2.18b) verbunden, was eine seriell elastische Aktuierung ermöglicht. Damit ist das System allerdings auch nur stationär in einer Klinik einsetzbar. Aufgrund der Leistungsfähigkeit der Linearaktuatoren (nominelle Kraft von 190 N, Maximalgeschwindigkeit von 1 ms^{-1}) ergibt sich ein kontinuierliches Drehmoment von 28 Nm um die beiden Bewegungsachsen bei einer Winkelgeschwindigkeit von maximal 840° s^{-1} . Das Gewicht des am Bein befestigten Mechanismus ohne Aktuatoren beträgt 4,25 kg.

Drehgelenke mit parallel verlaufenden Gelenkachsen Der als passives Exoskelett ausgelegte Entwurf von Hong u. a. (2014) dient im Gegensatz zu den vorher beschriebenen Arbeiten zur Augmentation von gesunden Personen. Durch eine Torsionsfeder wird die Drehmomentspitze während des Doppelschritts in der *Pre Swing Phase* verringert (vgl. Abbildung 2.19). Um eine gute kinematische Kompatibilität des Mechanismus zu erreichen, verwenden die Autoren zwei parallel geschaltete kinematische Ketten: Lateral des Sprunggelenks verläuft ein Gelenkfünfeck ($J_1 - J_5$), posterior des Sprunggelenks befindet sich eine Kette aus einem Dreh-, einem Kugel- und einem Kardangelenk ($J_6 - J_8$). Die Torsionsfeder mit einer Federsteifigkeit von 50 Nm/rad übt dabei ein Drehmoment auf das Drehgelenk J_6 aus und unterstützt somit die Dorsiflexion des Benutzers.

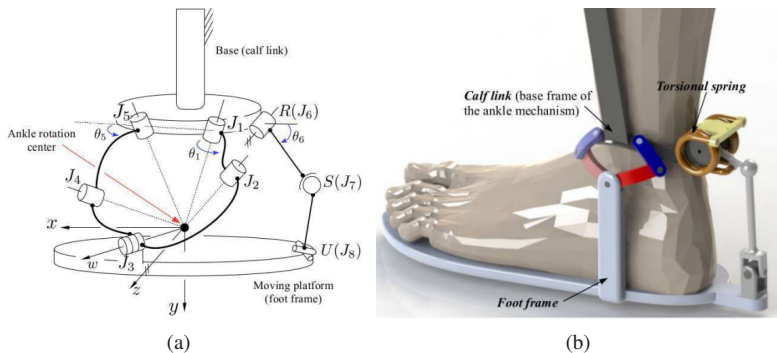


Abbildung 2.19: Aus einem Gelenkfünfeck bestehender Gelenkmechanismus für das Sprunggelenk: (a) Schematische Darstellung der kinematischen Kette, (b) CAD-Konstruktion (Hong u. a. 2014 © 2014 IEEE).

Das maximale Drehmoment während eines Gangzyklus verringert sich dadurch für einen 75 kg schweren Probanden, der zusätzlich einen 45 kg schweren Rucksack trägt, rechnerisch von 150,8 Nm auf 88,9 Nm. Da die Federsteifigkeit konstant ist, induziert sie allerdings ebenfalls während der Schwungphase ein Drehmoment von bis zu 55 Nm um die F/E-Achse. Dieses Drehmoment muss von den Muskeln des Benutzers aufgebracht werden

und erhöht damit den Energieverbrauch. In Experimenten verringert sich der Energiebedarf beim Tragen des Exoskeletts während eines Doppelschritts deshalb nur minimal. Wäre es möglich, die Federsteifigkeit während eines Doppelschritts zu verändern, wäre das System deutlich effizienter.

Zusammenfassung In Tabelle 2.7 sind die wichtigsten Eigenschaften der drei vorgestellten Systeme noch einmal zusammengefasst. Bisher existiert kein Gelenkmechanismus, der über eine gute kinematische Kompatibilität bei kleinem Bauraum und eine Aktuierung über am Exoskelett angebrachten Aktuatoren verfügt. Wie beim Hüftgelenk steigt mit der Anzahl der ausgerichteten Bewegungsfreiheitsgrade auch die Anzahl der Gelenke im Mechanismus. Die in Hong u. a. (2014) und Erdogan u. a. (2017) vorgestellten Mechanismen besitzen eine sehr gute kinematische Kompatibilität. Um ein kleines und leichtes System zu realisieren sind im erstgenannten Mechanismus allerdings keine Aktuatoren verbaut, sodass kein Energieeffizientes Gehen möglich ist. Der aus einer *Stewart-Plattform* bestehende Entwurf in Erdogan u. a. (2017) besitzt einen großen Bauraum, so dass die Integration von Aktuatoren nur sehr schwer möglich ist. Im Mechanismus von Agrawal u. a. (2005) sind Aktuatoren integriert, allerdings ist die Ausrichtung der korrespondierenden Mensch-Exoskelett-Achsen nur bedingt möglich.

Tabelle 2.7: Zusammenfassung der wichtigsten Parameter aktueller Gelenkmechanismen für das Sprunggelenk. DoF: Freiheitsgrade

Mechanismus	Ausgerichtete DoF	Aktuierte DoF	Anzahl Gelenke	Kategorie
Agrawal u. a. (2005)	0/2	1	2	A2
Hong u. a. (2014)	2/2	0	9	NA2
Erdogan u. a. (2017)	2/2	2	8	NA1

Zusammenfassung und Diskussion

Die Zusammenfassung des aktuellen Stands der Forschung zeigt, dass deutlich mehr Systeme mit einer kinematisch nicht-äquivalenten Struktur existieren (11 von 14), als mit einer kinematisch äquivalenten Struktur. Für das Hüft- und Sprunggelenk wurden bisher überhaupt nur drei bzw. ein Gelenkmechanismen entwickelt, die speziell für die Augmentierung von gesunden Personen gedacht sind.

Am Hüftgelenk kommen kinematisch äquivalente und nicht-äquivalente Gelenkmechanismen zum Einsatz. Dies ist generell möglich, da das menschliche Gelenk aufgrund seiner Ausprägung als Kugelgelenk nur eine minimale Arthrokinematik aufweist. Durch den Einsatz eines umlaufenden Bewegungsfreiheitsgrades (A3) kann so die IR/AR-Achse des Exoskeletts auf die innerhalb des Körpers verlaufende IR/AR-Achse des Benutzers ausgerichtet werden. Allerdings verändert sich der Radius der dafür eingesetzten gebogenen Linearschiene für jeden Benutzer. Gleichzeitig steht am Hüftgürtel des Benutzers ein relativ großer Bauraum zur Verfügung. Die Entwicklung von kinematisch nicht-äquivalenten Gelenkmechanismen, mit einer hohen Anzahl an Gelenkachsen und großem Bauraum ist deshalb an dieser Stelle nicht unbedingt ein Nachteil.

Da bisher keine technische Umsetzung existiert, die die menschliche Kinematik des Knie- bzw. Sprunggelenks in einem Gelenk abbilden kann, werden die durch die Arthrokinematik auftretenden Verschiebungen des GRZ ausschließlich durch kinematisch nicht-äquivalente Strukturen kompensiert. Allerdings sind diese Konstruktionen komplex zu aktuieren und besitzen einen großen Bauraum. Am Sprunggelenk ist das System von Agrawal u. a. (2005) kinematisch äquivalent aufgebaut, muss allerdings vor dem Betrieb sehr aufwändig auf den Benutzer eingestellt werden. Zudem ist eine Ausrichtung der korrespondierenden Mensch-Exoskelett-Achsen während des Betriebs nicht möglich. Derzeit existiert nach Wissen des Autors kein Exoskelett, in das drei kinematisch kompatible Gelenkmechanismen integriert sind. Ein Grund dafür ist,

dass bisher kein Gelenkmechanismus alle konkurrierenden Anforderungen, also eine gute kinematische Kompatibilität und Aktuierbarkeit bei gleichzeitig kleinem Bauraum, erfüllt. Zudem wurde die kinematische Kompatibilität bei keinem der vorgestellten Gelenkmechanismen experimentell an Probanden evaluiert. In Wang u. a. (2014) erfolgt die experimentelle Evaluation an einem Modell des menschlichen Kniegelenks, mit dem verschiedene mechanische Konfigurationen gekoppelt werden. Ein 3D-Kraftsensor erfasst die am unterschenkelseitigen Verbindungspunkt der beiden Gelenke durch eine Bewegung induzierten Kräfte, wobei geringe Kräfte auf eine gute kinematische Kompatibilität hindeuten. Weitere mögliche Verfahren, um die kinematische Kompatibilität von Gelenkmechanismen experimentell zu bestimmen werden im folgenden Abschnitt dargestellt.

2.4 Evaluation der kinematischen Kompatibilität

Intuitiv bietet sich die Verwendung von optischen Systemen zur Bewegungserfassung an, um die Position der GRZ des Probanden und des Exoskeletts zu erfassen und den Abstand zwischen diesen zu berechnen. Dafür müssen Marker auf der Haut des Probanden und am Exoskelett angebracht werden. Allerdings ist die genaue Berechnung der Position des menschlichen GRZ durch auf der Haut angebrachten Markern ein aktuelles Forschungsproblem, da sich die Marker aufgrund der Verschiebung des sich unter der Haut befindenden Weichgewebes bei Gelenkartikulation verschieben (vgl. Camomilla u. a. (2018), Kainz u. a. (2015)). Zudem sind mit dieser Methode keine Aussagen über die an der Mensch-Roboter-Schnittstelle (MRS) wirkenden Interaktionskräfte zwischen Mensch und Exoskelett möglich. Schränkt das Exoskelett die Bewegungen des Benutzers sehr stark ein ergeben sich geringe Verschiebungen des GRZ im anatomischen Gelenk, gleichzeitig treten aber hohe Interaktionskräfte an der MRS auf. Wie bereits erwähnt, führen Ausrichtungsfehler zwischen den korrespondierenden Mensch-Exoskelett-Achsen ebenfalls zu erhöhten Scher- und Druckkräften an der MRS. Über diese

Interaktionskräfte können Rückschlüsse auf die kinematische Kompatibilität und den zu erwartenden Tragekomfort für den Benutzer gezogen werden. Um die Interaktionskräfte indirekt zu erfassen, wird in Kim u. a. (2017a) ein 6D-Kraft-Momenten-Sensor zwischen der MRS am Oberarm und der sich daran anschließenden Struktur des *Harmony-Exoskeletons* integriert. Das Exoskelett verfügt über insgesamt 14, von seriell elastischen Aktuatoren angetriebene, Gelenke sowie ein aktuiertes Parallelogramm, welches Bewegungen um das menschliche Sternoklavikulargelenk ermöglichen soll (vgl. Abbildung 2.20a). Um die kinematische Kompatibilität mit (*Free*) und ohne (*Fixed*) Parallelogramm zu vergleichen, werden die Interaktionskräfte bei Armbewegungen mit diesen beiden mechanischen Konfigurationen aufgezeichnet. In beiden Versuchen soll der Proband seinen Arm um das Schultergelenk nach oben ziehen (humerothorakale Abduktion). Abbildung 2.20b zeigt die gemessene Interaktionskraft bei den beiden Experimenten. Diese ist bei aktuiertem Parallelogramm deutlich geringer und der maximale Abduktionswinkel steigt im Vergleich zum Experiment ohne Parallelogramm um ca. 40°. Die Autoren schließen daraus, dass sich die kinematische Kompatibilität des Systems durch den Mechanismus verbessert.

Andere Studien messen die Interaktionskräfte direkt zwischen der MRS und der entsprechenden Körperregion des Benutzers, um auf den Tragekomfort des Exoskeletts zu schließen. Dafür wurden mit Sensoren bestückte Klettbänder entwickelt (Tamez-Duque u. a. 2015) oder *Force Sensing Resistors* (Rathore u. a. 2016) auf die MRS geklebt. Die bislang aufwändigste Studie zur Messung der Interaktionskräfte zwischen Mensch und Exoskelett für die unteren Extremitäten wurde in Huysamen u. a. (2018) durchgeführt. Das für den industriellen Einsatz entwickelte Exoskelett unterstützt aktiv die Hüftflexion des Benutzers beim Heben und Abstellen einer Box (Gewicht 7,5 kg und 15 kg). Zum Anlegen des Systems zieht der Benutzer zunächst einen Rucksack auf, an dem über einen einstellbaren Rahmen die MRS für den Oberschenkel befestigt ist. Da ausschließlich die Hüftflexion beim Heben

und Abstellen von Lasten unterstützt wird, hat das Exoskelett ein Gelenk pro Bein und reicht nur bis zum Oberschenkel.

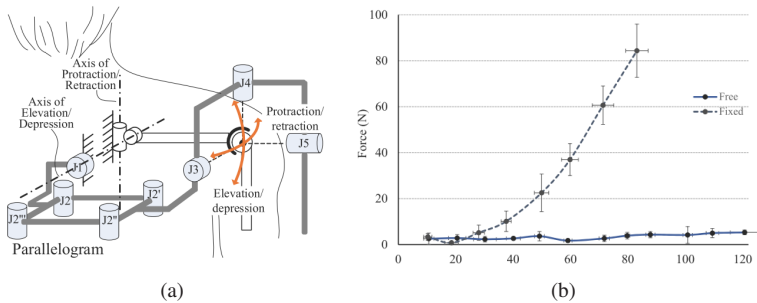


Abbildung 2.20: Evaluierung des Gelenkmechanismus für den Schultergürtel am *Harmony-Exoskeletts* (a) Kinematik des *Harmony*, (b) Von der MRS auf die Struktur des Exoskeletts übertragene Kraft bei einer humerorhorakalen Abduktion. Die X-Achse entspricht dem Abduktionswinkel (Kim u. a. 2017a © 2017 Sage Publications).

Um die Interaktionskräfte an der Schulter, der Hüfte und am Oberschenkel zu quantifizieren, werden an den entsprechenden Stellen mit Sensoren versehene Matten der Firma *BodiTrack* eingebracht, die über eine Matrix aus Druckkraftsensoren die Druckverteilung zwischen MRS und Proband messen. Insgesamt neun Probanden nahmen an den Experimenten teil und führten dabei nach einer Trainingsphase fünf mal eine Hebe- und Abstellbewegung aus. Das maximale unterstützende Drehmoment konnte von jedem Probanden im Bereich von 15–25 Nm individuell festgelegt werden.

Während der Experimente sind die durchschnittlichen Druckkräfte (Gewicht der Box 7,5 kg/15 kg) an der Hüfte (91,6 kPa/93,6 kPa) und am Oberschenkel (69,1 kPa/81,2 kPa) der Probanden deutlich höher als an der Schulter (48 kPa/51,9 kPa). Diese Ergebnisse werden mit dem *Pressure Pain Threshold* (PPT) verglichen. Der PPT gibt den Druck auf eine bestimmte Körperregion an, ab dem der Proband Schmerz empfindet und beträgt nach Pons (2008) oder Tamez-Duque u. a. (2015) abhängig von der Körperregion und dem Probanden zwischen 280–480 kPa. In den Experimenten wird der PPT

damit stark unterschritten. Allerdings weisen die Autoren darauf hin, dass sich der PPT bei längerer Belastung stark reduziert, was in den Experimenten nicht berücksichtigt wurde.

Die Messung der Druckkräfte an der MRS lässt auch Aussagen über die kinematische Kompatibilität eines Gelenkmechanismus zu. Geht man von gleichen Randbedingungen für zwei verschiedene Gelenkmechanismen aus, d.h. dass die Druckkräfte nach dem Anziehen des Exoskeletts den gleichen Wert aufweisen, ergeben sich für den Mechanismus mit der schlechteren kinematischen Kompatibilität höhere Druckkräfte. Gleichzeitig lässt sich durch den Vergleich mit dem PPT ermitteln, ob das Exoskelett beim Tragen Druckstellen oder Schmerzen hervorruft. Um Aussagen über die Relativbewegungen zum menschlichen Bein zu treffen, müssen gleichzeitig auch Scherkräfte an der MRS gemessen werden. Zudem existiert zum jetzigen Zeitpunkt keine einheitliche Methode oder Richtlinien für Experimente, um die kinematische Kompatibilität eines Gelenkmechanismus zu bestimmen. Ein Vergleich zwischen einzelnen Gelenkmechanismen ist deshalb derzeit nur bedingt möglich.

2.5 Regelung von Exoskeletten für die unteren Extremitäten

Neben den Herausforderungen, die sich aus der Interindividualität und Komplexität der menschlichen Anatomie an die mechanische Konstruktion von Exoskeletten ergeben, ist die Regelung von aktuierten Exoskeletten Gegenstand aktueller Forschung. Dies gilt für alle Klassen von Exoskeletten, besonders aber für Systeme, die zur Augmentation von gesunden Menschen gedacht sind. Idealerweise wird das Exoskelett erst dann vom Benutzer wahrgenommen, wenn es unterstützende Drehmomente um seine Gelenkachsen einleitet. Deshalb sollte der aktuelle Bewegungszustand des Benutzers klassifiziert und bestenfalls seine Bewegungsintention prädiziert werden, um

die Regelung des Systems frühzeitig an sich ändernde Gegebenheiten zu adaptieren (Novak u. a. 2015).

Der Einfluss von Umwelt, Benutzer und des Exoskeletts selbst auf die Regelung lässt sich nach Herr (2009), Varol u. a. (2010) und Tucker u. a. (2015) wie in Abbildung 2.21 schematisch darstellen. Die Regelungsstrategie lässt sich hierarchisch in drei Bereiche aufteilen: In der höchsten Regelungsebene (*High-Level-Controller*, kurz HLC) soll das System die Bewegungsintention des Benutzers unter Berücksichtigung von Umwelteinflüssen und der derzeitigen Interaktion zwischen Benutzer und Exoskelett klassifizieren und daraus ein abstraktes Eingangssignal (z. B. Vorwärtslaufen) für die mittlere Regelungsebene generieren. Zudem kann der Benutzer seinen eigenen Willen (engl. volitional intent) ausdrücken, der in die Regelung einbezogen wird.

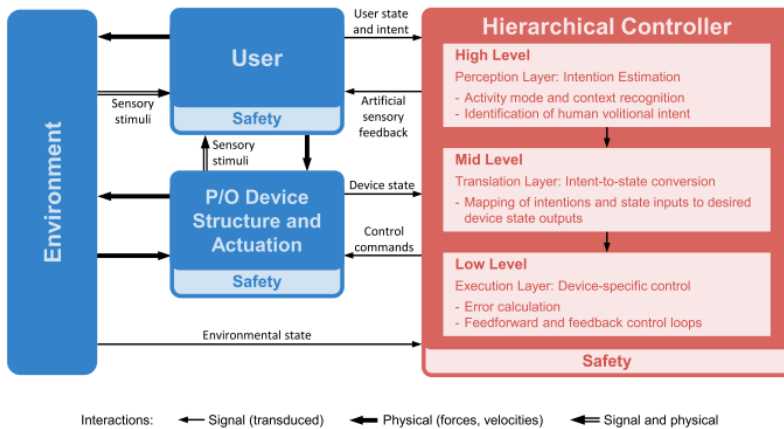


Abbildung 2.21: Grundlegendes Schema zur Regelung von Exoskeletten (Tucker u. a. (2015), © 2015 Springer Nature).

Die Information aus der HLC wird in der mittleren Regelungsebene (*Mid-Level-Controller*, kurz MLC) in einen konkreten Zustand des Exoskeletts, also beispielsweise Positions- oder Drehmomentvorgaben für die einzelnen aktuierten Gelenke überführt. Sie dienen in der unteren Regelungsebene (engl.

Low-Level-Controller, kurz LLC) als Führungsgröße. Der LLC arbeitet dabei meist in geschlossenem Regelkreis, wobei der aktuelle Zustand gemessen und mit der Führungsgröße verglichen wird. Folgend werden Arbeiten vorgestellt, die den aktuellen Stand der Forschung für die obere und mittlere Regelungsebene beschreiben.

2.5.1 Stand der Forschung für die mittlere Regelungsebene

Wie bereits erwähnt, dient der MLC dazu, den vom HLC klassifizierten Bewegungszustand in einen Zustand des Exoskeletts zu überführen. Oftmals werden dazu mehrere MLC verwendet, zwischen denen je nach Eingabe von der HLC umgeschaltet wird und zudem der aktuelle Zustand des Exoskeletts oder der Umgebung berücksichtigt. Derzeit sind nach Young u. a. (2017), abhängig vom Anwendungsfall, Regelungsschemata die Drehmoment- oder Positionsvorgaben generieren am gängigsten. Zur Augmentierung von gesunden Personen werden meist Drehmomentvorgaben an die LLC gesendet, während für die Rehabilitation häufig Positionsvorgaben als Führungsgröße für den LLC generiert werden. Nach Tucker u. a. (2015) gibt es generell zwei verschiedene Typen zur Regelung des Exoskeletts während der Fortbewegung: Regler, die von der aktuellen Gangphase abhängen, also zeitabhängig sind, werden als *phase-based* bezeichnet, wohingegen *non-phase-based*-Regler keine Abhängigkeit von der aktuellen Gangphase aufweisen. Besteht für den HLC die Möglichkeit während eines Doppelschritts den Aktivitätsmodus zu ändern, lässt sich die Regelung dem ersten Typ zuordnen.

Für Regelungen mit Gangphasenabhängigkeit wird meist ein definierter Satz von Aktionen hinterlegt, die bei Eintreten eines bestimmten Ereignisses während des Doppelschritts ausgeführt werden. Die einfachsten Implementierungen verwenden hierbei ein Ereignis, z. B. das Aufsetzen der Ferse (Asbeck u. a. 2013), um vorher aufgenommene Gelenkwinkeltrajektorien unverändert abzuspielen. Diese Regelungsstrategie berücksichtigt allerdings weder die interindividuellen Unterschiede im Gang der Benutzer, noch die Veränderung

der Bewegung durch äußere Einflüsse, z. B. beim Erreichen einer Treppe. Parametrisierte Trajektorien, die auf physiologische Parameter wie die Größe des Benutzers oder die Gehgeschwindigkeit angepasst werden können, wirken diesem Problem entgegen (Yan u. a. 2015). Sie werden beispielsweise in der Rehabilitation für Patienten mit Bewegungseinschränkungen, sowohl in kommerziellen Systemen wie dem *HAL* (Cyberdyne 2019), *eLEGS* (EKSO Bionics 2019a) oder *ReWalk* (ReWalk 2019) als auch in der Forschung, z. B. im *Mindwalker* (Wang u. a. 2014) oder im *IHMC Mobility Assist Exoskeleton* (Kwa u. a. 2009), eingesetzt.

Modellbasierte Ansätze Modellbasierte Regelungsansätze berechnen aus einem zugrundeliegenden Mensch-Exoskelett-Modell und aktuellen Messwerten der Bodenreaktionskräfte oder den Gelenkwinkeln Vorgaben für die Aktuatoren, um beispielsweise das Gewicht von Benutzer und Exoskelett in der aktuellen Pose vollständig zu kompensieren. Diese Methode setzt allerdings ein genaues Modell des Exoskeletts und des sich darin befindlichen Benutzers voraus und, dass die Position und Orientierung der Beinsegmente von Mensch und Exoskelett einander entsprechen.

Eine modellbasierte Regelung wurde beispielsweise im *XoR-Exoskeleton* zur Generierung von Gelenkwinkeltrajektorien verwendet (Morimoto u. a. 2012). Das Ziel besteht darin, eine gemeinsame Zustandsraumdarstellung für Exoskelett und Mensch zu finden, so dass die Regelung aus vier am Bein des Benutzers gemessenen EMG-Signalen die Position des Exoskeletts präzisieren kann. Dazu führt der Proband zunächst Kniebeugen im nichttaktuierten Exoskelett aus, wobei sowohl die Gelenkwinkel der Exoskelettgelenke als auch die des Probanden über Goniometer erfasst werden. Nach der Übertragung der aufgezeichneten Trajektorien auf das Exoskelettmodell und ein vereinfachtes Modell des menschlichen Körpers wird eine kanonische Korrelationsanalyse durchgeführt, um die kinematische Beziehung zwischen den beiden Systemen zu bestimmen und den gemeinsamen Zustandsraum x abzuleiten. Die Autoren verwenden in der Studie ein lineares Modell,

um die Gelenkwinkel und -winkelgeschwindigkeiten im Zustandsraum zu präzisieren:

$$\mathbf{x}(k+1) = \mathbf{A}\mathbf{x}(k) + \mathbf{B}\mathbf{u}(k) \quad (2.6)$$

$$\mathbf{x} = (\boldsymbol{\theta}, \dot{\boldsymbol{\theta}}) \quad (2.7)$$

$$\mathbf{u} = (EMG_1, EMG_2, \dots, EMG_n) \quad (2.8)$$

Die Parameter \mathbf{A} und \mathbf{B} ergeben sich aus den vorher aufgezeichneten Gelenkwinkeln und den Signalen von vier EMG-Elektroden am Bein des Probanden. Zur Evaluation des Regelungsansatzes führt ein Proband Kniebeugen aus. Die dabei entstehenden EMG-Signale und der Flexionswinkel des Hüftgelenks werden gemessen und aus den Daten Gelenkwinkelvorgaben für das Simulationsmodell des Exoskeletts generiert. Zur Evaluation werden die resultierenden Gelenkwinkel aus dem linearen Zustandsraummodell mit der direkten Abbildung der gemessenen Gelenkwinkel auf das Exoskelettmodell verglichen. Der mittlere quadratische Fehler zur Referenztrajektorie verringert sich dabei von 2.1 auf 0.0018.

Adaptive Oszillatoren Adaptive Oszillatoren adaptieren automatisch ihre Parameter, so dass ihre Eigenfrequenz der Frequenz eines beliebigen Eingangssignals entspricht. Diese Eigenschaft nutzen Ronsse u. a. (2011), um periodisch auftretende Merkmale während des Gangs oder der Ausführung von Rehabilitationsübungen (z. B. Phase, Frequenz, Amplitude) zu extrahieren und für die Regelung von Exoskeletten zu verwenden. Mit der Eigenfrequenz $\omega(t)$, der Phase $\Phi(t)$ und der Verstärkung v ergibt sich der Oszillator für das periodische Eingangssignal $F(t)$ zu:

$$\dot{\Phi} = \omega(t) + vF(t) \cdot \cos\Phi(t) \quad (2.9)$$

Der Ansatz setzt allerdings voraus, dass der Benutzer periodische stabile Bewegungssignale generieren, also beispielsweise mehrere Schritte

selbstständig und gleichmäßig ausführen kann. Basierend auf dem Ansatz von Ronsse werden adaptive Oszillatoren für die Regelung von Hüftgelenken (Zhang u. a. 2012), Ganzkörperexoskeletten (Matsubara u. a. 2012) oder zur Schätzung der aktuellen Gangphase (Zheng u. a. 2017) verwendet.

Endliche Zustandsautomaten Derzeit am populärsten ist laut Tucker u. a. (2015) die Verwendung von endlichen Zustandsautomaten, wobei im Falle eines Doppelschritts jede Gangphase einen Zustand besitzt und zyklisch, abhängig von bestimmten Ereignissen, zwischen diesen Zuständen gewechselt wird. Jedem Zustand werden vorher definierte Parameter, z. B. Federsteifigkeit und Dämpfung oder Verstärkungsfaktoren zugeordnet, um die Regelung zu verändern. Abhängig von der Anzahl der Aktivitäten und der Anzahl der verschiedenen Benutzer bedeutet dies aber auch, dass die Anzahl der manuell zu definierenden Zustände sehr groß und die Definition der einzelnen Zustände damit sehr aufwändig werden kann. Beispiele für die Verwendung von endlichen Zustandsautomaten finden sich in Sankai (2010), Murray u. a. (2012), Li u. a. (2013) oder Young u. a. (2017).

Beispielhaft soll an dieser Stelle das auf einem endlichen Zustandsautomaten basierende Regelungsschema nach Hyun u. a. (2017) genauer erläutert werden. Das Schema dient zur Regelung des *Hyundai Life-caring Exoskeleton* (HLEX-v2, vgl. Abbildung 2.22a), welches über zwei aktivierte Gelenke (Hüfte F/E, Knie F/E) und ein passives Gelenk (Hüfte A/A) pro Bein verfügt. Der Einsatzzweck des Systems ist die Augmentierung von Senioren im Alltag. Über zwei Kraftsensoren unter der Ferse und unter den Zehenspitzen einer Schuhsohle, sollen die vier Ereignisse *Fersenkontakt*, *Standphase*, *Abheben der Zehenspitzen* und *Schwungphase* detektiert werden. Gleichzeitig ist es möglich, aus der Gangphase des mit Sensoren versehenen Beins auf die Gangphase des anderen Beins zu schließen. Je nach Gangphase wechselt der Zustandsautomat zwischen sechs verschiedenen Zuständen und damit verbundenen verschiedenen Regelungsschemata (vgl. Abbildung 2.22b).

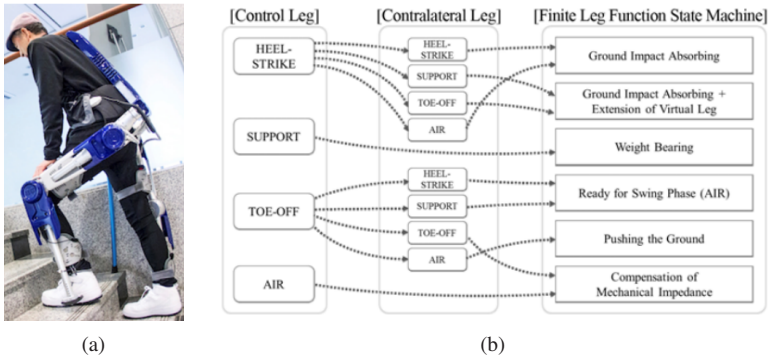


Abbildung 2.22: Verwendung eines endlichen Zustandsautomaten zur Regelung des Hyundai Life-caring Exoskeleton (HLEX-v2): (a) Prototyp des Systems, (b) Endlicher Zustandsautomat (Hyun u. a. 2017, © 2017 Springer Nature).

Während *Weight Bearing*, *Ready for Swing Phase (AIR)* und *Pushing the Ground* werden am Knie- und Hüftgelenk über eine Vorsteuerung, mit einer vorher definierten Kraft, unterstützende Drehmomente durch die Aktuatoren generiert. In den anderen drei Zuständen kommt eine Impedanzregelung mit vorher definierten Dämpfungs- und Federkonstanten zum Einsatz. Zur Evaluierung der Regelung läuft ein Proband auf einem Laufband und danach auf einer Treppe treppauf und treppab. Dabei werden die vom Aktuator induzierten Drehmomente, die Gelenkwinkel des Exoskeletts und die Gelenkwinkel des Benutzers gemessen, um Aussagen über die Effektivität der Regelung zu treffen. Es zeigt sich, dass die vom Exoskelett erzeugten Gelenkwinkeltrajektorien einem normalen Gangbild entsprechen und der Aktuator die größten Drehmomente jeweils in der frühen Standphase erzeugt. Zudem läuft der Proband mit dem Exoskelett schneller als ohne das System.

Bewegungsschätzung des kontralateralen Beins Ein Regelungsansatz ohne Gangphasenabhängigkeit, bei dem Daten, wie Gelenkwinkel, Winkelgeschwindigkeiten oder -beschleunigungen an einem Bein des Benutzers erfasst und über Regression mit physiologischen Bewegungsaufnahmen auf

das kontralaterale Bein abgebildet werden, ist die *Complementary Limb Motion Estimation* (CLME). Dieser Ansatz eignet sich gut zur Regelung von Beinprothesen, wenn der Patient nur einseitig betroffen ist. CLME wurde aber auch zur Regelung des *Lopes*-Exoskeletts eingesetzt (Vallery u. a. 2007, Vallery u. a. 2009). Für die Regelung des *Lopes* sollen Gelenkwinkelvorgaben und Winkelgeschwindigkeitsvorgaben für das betroffene Bein direkt aus den gleichen Daten des gesunden Beins hervorgehen. Dafür verwenden die Autoren zum einen eine *Principal Component Analysis* (PCA) und zum anderen den *Best Linear Unbiased Estimator* (BLUE), um aus dem Zustand des gesunden Beins auf den des betroffenen Beins zu schließen. Sowohl die PCA basierte CLME als auch die BLUE basierte CLME erbrachten in Experimenten mit neun gesunden Probanden gute Ergebnisse bezogen auf die eingebrachten unterstützenden Drehmomente als auch auf die Synchronizität der Bewegung. Dabei lieferte die BLUE basierte CLME die besten Ergebnisse, da sie die phänomenologische Kopplung beider Beine ausnutzt und direkt vom gesunden auf das betroffene Bein inferiert.

Diskussion Die bisher vorgestellten Ansätze für die MLC gelten entweder für das Laufen auf der Ebene oder einen anderen bestimmten Bewegungstypen, d.h. dass der Einsatzbereich des Exoskeletts entweder auf diese Bewegung eingeschränkt ist oder dass die aktuelle Bewegung von einem HLC vorgegeben werden muss, um zwischen verschiedenen MLC umzuschalten. Die CLME setzt zudem voraus, dass ein Bein frei beweglich ist, bei modellbasierten Ansätzen müssen anatomische Daten vom Benutzer bekannt sein. Da beim Einsatz von Exoskeletten für die Augmentation eine Beschränkung auf eine Bewegung die Akzeptanz dieser Systeme stark verringern würde, muss eine Erkennung oder besser eine Prädiktion im HLC erfolgen. Mögliche Methoden sollen deshalb im folgenden Abschnitt kurz vorgestellt werden.

2.5.2 Bewegungsklassifikation für Exoskelette

Wie bereits erwähnt soll der HLC die Bewegungsintention oder allgemeiner, die vom Benutzer ausgeführte Aktion erkennen und diese Information an den MLC weitergeben. Für Exoskelette als körpergebundene tragbare Systeme kommen dazu allerdings nur Sensormodalitäten in Frage, die am Körper selbst oder in geringem Abstand zum Körper angebracht sind. Optische Systeme zur Bewegungserfassung, wie sie häufig für die Aktionserkennung eingesetzt werden, sind deshalb nur bedingt einsetzbar. Um Muster (Aktionen) in den Sensordaten automatisiert zu erkennen, werden häufig Methoden des maschinellen Lernens eingesetzt, seltener kommen auch heuristische regelbasierte Klassifikatoren (z. B. um die Klassenübergänge bei endlichen Zustandsautomaten oder Entscheidungsbäumen zu definieren) zum Einsatz (Tucker u. a. 2015).

Heuristische regelbasierte Klassifikatoren

Bei heuristischen regelbasierten Klassifikatoren werden für einen vorher definierten Satz von Bewegungstypen manuell Regeln definiert, die den Übergang von einem Bewegungstyp zu einem anderen beschreiben. Erreicht der Benutzer mit dem Exoskelett beispielsweise eine Treppe, der Bewegungstyp ändert sich also vom Gehen in der Ebene zu Treppensteigen, kann dies beispielsweise über das verstärkte Anheben des Fußes zu Beginn eines Doppelschrittes erkannt werden (Li u. a. 2013). Diese Klassifikatoren werden in Kombination mit endlichen Zustandsautomaten zur Bewegungsklassifikation bei Prothesen, basierend auf den Daten von Gelenkwinkelsensoren (Sup u. a. 2011), inertielle Messeinheiten kombiniert mit Kraftsensoren in der Schuhsohle (Goršič u. a. 2014) oder bei Exoskeletten (Quintero u. a. 2011) eingesetzt. Entscheidungsbäume kommen ebenfalls bei Prothesen (Jin u. a. 2006) oder Exoskeletten (Kawamoto u. a. 2003, Li u. a. 2013, Kim u. a. 2017b) zum Einsatz. Die Methoden eignen sich gut, um eine vorher

festgelegte Anzahl von Bewegungstypen bzw. die Übergänge zwischen den Bewegungen zu erkennen.

In Kim u. a. (2017b) ist eine Klassifizierung von vier Bewegungstypen in Echtzeit mit einer Klassifikationsgenauigkeit von 99,07 % über einen Entscheidungsbaums möglich. Novak u. a. (2013) verwenden neun am Körper verteilte IMUs und Kraftsensoren unter der Fußsohle, um mit einem Entscheidungsbaum den Beginn bzw. das Ende des ebenen Gehens in Echtzeit zu klassifizieren. In Experimenten mit zehn Probanden wurden mit diesem Ansatz Klassifikationsgenauigkeiten von 80 % erreicht. Allerdings müssen die Klassengrenzen für jeden Benutzer manuell angepasst werden. Dies ist auch dann erforderlich, wenn der Benutzer sich an das Exoskelett gewöhnt hat und seinen Bewegungsablauf besser an die Eigenschaften des Systems adaptiert. Mit steigender Anzahl von Bewegungstypen steigt die Anzahl der manuell festzulegenden Klassengrenzen. Dieses Problem kann durch eine automatisierte Mustererkennung umgangen werden.

Automatisierte Mustererkennung für Exoskelette

Techniken zur automatisierten Mustererkennung haben ihren Ursprung im Feld des maschinellen Lernens oder der Statistik. Automatisiert bedeutet in diesem Kontext, dass sowohl die Entscheidung über die ausgeführte Aktion automatisch vom System getroffen wird (dies gilt auch für heuristischen Methoden) und auch die Klassengrenzen zwischen den einzelnen Aktionen automatisiert in einem Trainingsprozess festgelegt werden. Ein Vorteil von automatisierten Methoden zur Mustererkennung ist die Möglichkeit, eine große Zahl von multimodalen Sensordaten verwenden zu können, wodurch sich meist eine ausgewogenere und genauere Klassifikation ergibt als bei der manuellen Festlegung der einzelnen Zustände und deren Grenzen. Nachteilig dabei ist allerdings, dass je nach Methode eine große Anzahl von manuell klassifizierten Trainingsdaten von jeder Aktivität und bestenfalls von verschiedenen Probanden benötigt wird, um eine hohe

Klassifikationsgenauigkeit für die Daten von unbekanntem Probanden zu erreichen. Die höchste Genauigkeit wird meist erreicht, wenn die Trainingsdaten vom aktuellen Benutzer selbst stammen, was allerdings in manchen Szenarien (z. B. bei stark eingeschränkten Personen) unmöglich ist.

Der folgende Abschnitt stellt Arbeiten vor, bei denen Daten am Benutzer selbst oder am Exoskelett zur automatisierten Erkennung des derzeitigen Zustands gemessen werden. Die Ansätze werden nach der verwendeten Sensormodalität gruppiert und dabei vor allem die Art und Anzahl der klassifizierten Aktionen sowie die Anzahl der Trainingsdaten genauer analysiert.

Bewegungsklassifikation mit EMG- und EEG-Sensoren Die Klassifikation von Aktionen anhand der Muskelaktivierung von verschiedenen Muskelgruppen über Elektromyographie (EMG), teilweise in Kombination mit Elektroenzephalografie (EEG), wird derzeit am häufigsten verwendet. Diese Messprinzipien sind vor allem dann sinnvoll wenn der Proband nicht in der Lage ist, seine Gliedmaße eigenständig zu bewegen, z. B. nach Schlaganfällen oder bei Lähmungen. Die Messung erfolgt meist an der Hautoberfläche der Gliedmaße (SEMG) bzw. an der Kopfhaut (SEEG). Zur Klassifikation wird beispielsweise eine Diskriminanzanalyse (Huang u. a. 2009), *Support Vector Machines* (Villa-Parra u. a. 2015, Seeland u. a. 2013), *Gaussian Mixture Models* (Kilicarslan u. a. 2013), *Linear Bayesian Classifier* (Do u. a. 2013) oder *Neurofuzzy Networks* (Yin u. a. 2012) verwendet. Da eine Klassifikation während des Betriebs, also online, erfolgen soll, wird der Datenstrom häufig in sich überlappende gleitende Fenster mit gleicher Länge (engl. sliding windows) aufgeteilt. Bei der Verwendung von EMG-Sensoren sind auch bei geringen Fenstergrößen von 100–150 ms mit 16 Sensoren gute Klassifikationsergebnisse mit einer Genauigkeit von über 90 % möglich (vgl. Huang u. a. (2009)). Bei der Verwendung von EEG sind die Fenstergrößen mit 250–1000 ms deutlich höher (vgl. Novak u. a. 2015), so dass meist die gesamte Bewegung klassifiziert wird. Die dabei erreichten Genauigkeiten können dann aber auch bis zu 99 % betragen (vgl. Villa-Parra u. a. 2015).

Allerdings sind diese Sensoren vor allem für den Einsatz in kontrollierten Bedingungen, beispielsweise in einer Klinik geeignet, da sie direkt auf der Haut angebracht werden müssen und sich die Signale abhängig von äußeren Umwelteinflüssen verändern. In Seeland u. a. (2013) wurde gezeigt, dass die Erkennungsrate von EEG-Sensoren deutlich sinkt, wenn sie in unkontrollierten Bedingungen eingesetzt werden. Diese Eigenschaften stehen den Anforderungen an ein Sensorsystem für augmentierende Exoskelette entgegen, da diese in unkontrollierten Umgebungen eingesetzt und gleichzeitig schnell einsatzbereit sein sollen. Folgend werden deshalb Arbeiten betrachtet, bei denen die Sensorik ausschließlich am Exoskelett selbst angebracht ist.

Bewegungsklassifikation mit Kraft-, Winkel- und Lagesensoren

Während des physiologischen Gangs ergeben sich charakteristische Muster für bestimmte Gelenkwinkel, die Orientierung der Beinsegmente und die Bodenreaktionskräfte. Dies ist auch auf andere Bewegungstypen übertragbar, so dass basierend auf Kraft- oder Winkelsensorik bzw. inertialen Messeinheiten (IMUs) eine Klassifikation von verschiedenen Bewegungstypen möglich ist. Die Sensorik befindet sich dabei am Exoskelett oder kann über der Kleidung am Benutzer angebracht werden. Zudem sind diese Sensoren robust gegen äußere Umwelteinflüsse und müssen nicht auf benutzerspezifische Eigenschaften kalibriert werden.

In Varol u. a. (2010) werden beispielsweise über, in einer Knieprothese integrierte, Kraft- und Winkelsensoren die Bewegungen *Sitzen*, *Gehen* und *Stehen* mit *Gaussian Mixture Models* klassifiziert. Der Trainingsdatensatz besteht aus 60 Bewegungsaufnahmen eines Probanden. Die Ergebnisse zeigen, dass die drei Bewegungstypen für diesen Probanden mit einer Klassifikationsgenauigkeit von 100 % bei einer Latenz von 500 ms klassifiziert werden können. In Crea u. a. (2012) werden 64 in der Schuhsohle verteilte, auf einem optoelektronischen Messprinzip basierende, Kraftsensoren verwendet, um die Bodenreaktionskräfte zu messen und mit Hidden Markov-Modellen (HMM) sechs Gangphasen beim Vorwärtslaufen zu klassifizieren. Zudem kann aus

den Messdaten der Mittelpunkt der Druckkräfte (*Center of Pressure*, kurz CoP) bestimmt werden. Das aus sechs versteckten Zuständen bestehende HMM wird mit drei verschiedenen Merkmalsvektoren trainiert. Der erste Merkmalsvektor besteht aus den 128 gemessenen Kräften (Rohdaten) beider Schuhe, die mit 100 Hz drahtlos an einen Rechner übertragen werden. Der zweite Merkmalsvektor besteht aus den acht Hauptkomponenten der 128 Kräfte und der dritte Vektor aus biomechanischen Variablen (Bodenreaktionskraft und erste Ableitung, y-Komponente des CoP und erste Ableitung), die aus den Hauptkomponenten berechnet werden.

Fünf Probanden führen jeweils 150 Schritte auf einem Laufband aus, so dass sich der komplette Datensatz aus insgesamt 750 Schritten zusammensetzt. Die einzelnen Gangphasen werden anschließend von einem Experten manuell klassifiziert. Eine Beobachtung besteht aus einem kompletten Gangzyklus, wobei die HMMs mit 600 Bewegungsaufnahmen von vier Probanden trainiert und mit den Aufnahmen des letzten Probanden getestet werden. Im Durchschnitt ergibt sich damit eine Klassifikationsgenauigkeit von 74,8 % für die Rohdaten, 79,9 % für die acht Hauptkomponenten und 95,9 % für die biomechanischen Variablen. Die Autoren merken allerdings an, dass die Berechnung der biomechanischen Variablen eine sehr lange Zeit in Anspruch nimmt und deshalb nicht praktikabel ist. Die in dieser Arbeit verwendete Sensorik lässt sich gut in ein augmentierendes Exoskelett integrieren allerdings wurde nicht geprüft, ob sich diese Methode auch zur Klassifikation von verschiedenen Bewegungstypen eignet und wie sich der Ansatz verhält, wenn nur Teile der Bewegung für die Klassifikation (z. B. gleitende Fenster) verwendet werden.

Basierend auf den Daten von sieben IMUs, besteht die Bewegungsklassifikation des in Abschnitt 2.3.1 vorgestellten *NBLEX*-Exoskeletts aus einer SVM und sieben HMMs. Die IMUs sind direkt an den Beinen des Benutzers sowie dessen Torso angebracht und senden die aus den Messdaten berechnete Orientierung des Körpersegments mit einer Frequenz von 10 Hz an einen Rechner außerhalb des Exoskeletts. Im ersten Schritt erfolgt über

die SVM eine Klassifikation der Bewegungsphase, im zweiten Schritt wird eine Sequenz von Bewegungsphasen von den HMMs einem Bewegungstyp zugeordnet (vgl. Abbildung 2.23). Insgesamt definieren die Autoren 21 Bewegungsphasen für sieben Bewegungstypen. Für jeden Bewegungstyp wird also ein HMM trainiert und eine Sequenz aus Bewegungsphasen demjenigen HMM zugeordnet, welches am wahrscheinlichsten die Sequenz produziert hätte. Von jeder Phase werden 200 Bewegungsaufnahmen erstellt, so dass der Datensatz aus 4200 Bewegungsaufnahmen besteht. Davon werden 75 % für das Training und 25 % zum Testen verwendet. Die Ergebnisse zeigen, dass trotz der sehr geringen Übertragungsfrequenz von 10 Hz eine relativ genaue Klassifikation der Bewegungsphasen mit der SVM möglich ist (99,14 %), wenn die komplette Bewegung als Eingang verwendet wird. Dies gilt auch für die Klassifikation des Bewegungstyps mit den HMMs. Bei Verwendung von einem versteckten Zustand ergibt sich eine Klassifikationsgenauigkeit von 98 %. Allerdings verringert sich die Klassifikationsgenauigkeit stark, wenn die Observation nur aus einem Teil der Bewegung besteht. Werden nur 50 % der Bewegung verwendet, verringert sie sich auf 76 %.

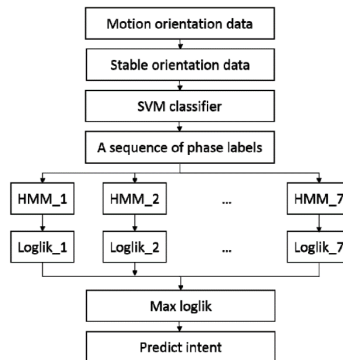


Abbildung 2.23: Bewegungsklassifikation für das NBLEX-Exoskelet. Über eine SVM wird im ersten Schritt die Gangphase erkannt und im zweiten Schritt eine Sequenz von Gangphasen über HMMs einem Bewegungstyp zugeordnet. Abbildung aus (Wang u. a. 2015a, © 2015 IEEE).

Eine Kombination aus IMUs und Drucksensoren an der Fußsohle wurde in verschiedenen Arbeiten, beispielsweise in Taborri u. a. (2015) oder Chen u. a. (2017), zur Klassifizierung der aktuellen Gangphase untersucht. Dabei werden Hidden Markov Modelle bzw. *k nearest neighbours* trainiert und Klassifikationsgenauigkeiten von bis zu 98 % erreicht, wenn die ganze Bewegung als Eingang verwendet wird.

Diskussion Die Verwendung von IMUs, Kraft- oder Winkelsensorik am Exoskelett erbringt derzeit ähnlich gute Klassifikationsergebnisse im Vergleich zu Ansätzen, die auf EEG- oder EMG-Sensorik basieren, wenn die gesamte Bewegung als Eingang verwendet wird. Allerdings wurde die Klassifikation bisher für maximal sieben Bewegungstypen oder für die acht Phasen des Gangzyklus vorgenommen. Diese Anzahl reicht für reale Anwendungen im industriellen Einsatz oder im Alltag nicht aus. Zudem muss ein Großteil der Bewegung bzw. die ganze Bewegung als Eingang für die Klassifikation verwendet werden, um gute Klassifikationsgenauigkeiten zu erreichen. Die Kraftsensoren befinden sich bisher nur unter der Fußsohle des Benutzers. Andere Messstellen, beispielsweise am Ober- oder Unterschenkel des Benutzers wurden noch nicht untersucht.

2.6 Zusammenfassung

In diesem Kapitel wurden die für die Arbeit benötigten Grundlagen sowie der aktuelle Stand der Technik in den Bereichen Gelenkmechanismen für Exoskelette, Regelung und Klassifikation des aktuellen Bewegungszustands dargelegt. Die hier betrachtete Literatur dient als Grundlage für die Beiträge dieser Arbeit und zur Definition von Anforderungen an die Gelenkmechanismen bzw. für die Bewegungsklassifikation.

3 Anforderungen

Aus den vorher beschriebenen biomechanischen Grundlagen und dem aktuellen Stand der Forschung sollen in diesem Kapitel Anforderungen an das augmentierende Exoskelett für die unteren Extremitäten abgeleitet werden. Dies gilt sowohl für die mechanische Konstruktion und deren Evaluierung, als auch für die Regelung des Systems. Das Kapitel gliedert sich in drei Abschnitte, welche die Anforderungen an die Gelenkmechanismen, die Skalierung, das Sensorsystem und die Regelung definieren.

3.1 Bewegungsraum und Drehmomente

Aus dem in Kapitel 2.1 beschriebenen biomechanischen Aufbau der menschlichen Gelenke und der Kinematik des physiologischen Gangs, können erste Anforderungen bezüglich des Bewegungsraums der Exoskelettgelenke abgeleitet werden. Gleichzeitig bildet die Kinetik während des Gangs die grundlegenden Anforderungen für die Aktuatoren. Der aktiv erreichbare Gelenkwinkelraum wird allerdings bei Alltagsbewegungen meist nicht ausgenutzt, so dass dieser über eine Analyse von häufig im Alltag auftretenden Bewegungen eingeschränkt werden kann.

Bewegungsräume Die während Alltagsbewegungen auftretenden Gelenkwinkel können mit Hilfe eines optischen Bewegungserfassungssystems ermittelt werden. Am Lehrstuhl existiert bereits eine Bewegungsdatenbank, die sogenannte *KIT Whole-Body Human Motion Data Base* (Mandery u. a. 2015)

mit über 1398 Aufnahmen und einer Gesamtlänge von 31.51h¹. Die Datenbank beinhaltet sowohl die vom Bewegungserfassungssystem generierten Rohdaten von 56 am Körper angebrachten Markern und die sich durch die Abbildung auf ein skalierbares Modell ergebenden Gelenkwinkel. Dieses Modell ist Teil des *Master Motor Map-Frameworks* (MMM-Framework, Terlemez u. a. 2014), welches die spätere Verarbeitung der aufgenommenen Bewegungsdaten von der Bewegungsaufnahme entkoppelt.

Das *MMM-Modell* besitzt drei Rotationsgelenke in der Hüfte, ein Rotationsgelenk im Knie (Flexions-/Extensionsachse) und drei Rotationsgelenke im Sprunggelenk. Somit fehlen im Vergleich zu den in Kapitel 2.1 vorgestellten kinematischen Ersatzmodellen zwei Rotationsfreiheitsgrade im Kniegelenk und alle Translationsfreiheitsgrade im Knie- und Sprunggelenk. Allerdings lassen sich die Werte für diese Gelenke näherungsweise aus den Modellen nach Walker u. a. (1988) und Forlani u. a. (2015) berechnen (vgl. Kapitel 2.1). Die Auswahl der Probanden aus der Datenbank erfolgte nach der Körpergröße, die möglichst den gesamten Bereich der deutschen Bevölkerung abbilden soll. Nach deutscher Norm entspricht das 5 bis 95 Perzentil einer Körpergröße von 1,535 und 1,855 m, für die Kombination aus Frauen und Männern zwischen 15 und 65 Jahren. Aus der Datenbank wurden für die Analyse 828 Bewegungsaufnahmen von 26 Probanden mit einer Körpergröße zwischen 1,63 und 1,92 m, die acht verschiedene Bewegungstypen ausführen, ausgewählt.

Eine genaue Auflistung befindet sich im Anhang in Tabelle B.1. Das Vorwärtslaufen stellt den am häufigsten ausgeführten Bewegungstyp mit einem Exoskelett dar und wurde deshalb als Bewegungstyp in drei verschiedenen Geschwindigkeiten in die Analyse aufgenommen. Bei den Bewegungsaufnahmen der anderen Bewegungstypen in der Datenbank konnten die Probanden die Geschwindigkeit selbst wählen, so dass hier keine Unterscheidung möglich ist. *Aufwärts* bezeichnet sowohl das Treppensteigen, als

¹ <https://motion-database.humanoids.kit.edu>, aufgerufen am 23.04.2019

auch das Hinaufgehen einer schiefen Ebene, *Abwärts* bezeichnet die selben Bewegungen nach unten. Die Auswertung der Bewegungsdaten erfolgt in *Matlab*². Nach dem Einlesen der Daten, werden diese automatisiert nach Probanden sowie Bewegungen sortiert. In den meisten Fällen existieren von jedem Probanden mehrere Aufnahmen eines Bewegungstyps. Deshalb wird zunächst das 5 und 95 Perzentil der Gelenkwinkel für eine Bewegungsaufnahme berechnet und anschließend der Durchschnitt für alle Aufnahmen eines Bewegungstyps für jeden Probanden gebildet. Die Verwendung des 5 und 95 Perzentils zur Berechnung der maximalen und minimalen Gelenkwinkel verhindert unnatürlich hohe Gelenkwinkel, durch Ungenauigkeiten bei der Platzierung der optischen Marker oder große Markerdistanzen nach dem im *MMM-Framework* durchgeführten Optimierungsprozess, mit dem die Bewegung auf das *MMM-Modell* abgebildet wird. Die maximalen Gelenkwinkel und Verschiebungen des GRZ über alle Probanden ergeben sich als Durchschnitt der Bewegungen der einzelnen Probanden.

Tabelle 3.1: Minimale Anforderungen an die Gelenke der unteren Extremität bezüglich ihres Bewegungsraums.

Bewegungsfreiheitsgrad	Hüfte	Knie	Sprungelenk
Add/Abd [°]	13,4/8,83	-0,1/4,43	3,68/9,58
IR/AR [°]	10,5/13,6	15,1/-3,1	0,44/9,38
F/E [°]	96,3/14,8	107/-1,8	28,0/29,1
Med/Lat [mm]	0	0	2,02/0,04
Ant/Post [mm]	0	-0,8/18,9	0,06/3,99
Prox/Dist [mm]	0	-0,4/21,5	0,78/1,30

In den Tabellen B.2, B.3 und B.4 sind die Maximalwinkel für jeden Bewegungstyp aufgelistet, wobei die aus den Formeln von Walker u. a. (1988) und nach Forlani u. a. (2015) berechneten Gelenkwinkel und Translationen jeweils mit * gekennzeichnet sind. Die am Fuß des Probanden angebrachten

² The MathWorks, Inc., Natick, USA

Marker weisen teilweise eine hohe Abweichung zur im Modell definierten Position auf, so dass sich unrealistische Werte für die Gelenkwinkel um die Abduktions-/Adduktionsachse und Innen-/Außenrotationsachse bei Verwendung des MMM-Modell ergeben. Aus diesem Grund wurden die maximalen Gelenkwinkel für diese Bewegungsachsen ebenfalls mit dem Modell aus Forlani u. a. (2015) berechnet.

Eine weiterer, im Alltag wichtiger Bewegungstyp, ist das Aufstehen und Hinsetzen. Hierfür existieren in der Datenbank nur wenige Aufnahmen von relativ großen Probanden. Allerdings werden kinematische Daten während dem Aufstehen und Hinsetzen auch im klinischen Alltag benötigt, um den *Sit-to-Stand-Test* durchzuführen, so dass die Winkel in der Sagittalebene für diesen Bewegungstyp bereits umfangreich untersucht wurden (Kralj u. a. 1990, Roebroek u. a. 1994, Kuo u. a. 2010). Aus der Literatur ergeben sich durchschnittliche Maximalwinkel von $96,3^\circ$, $106,6^\circ$ und $28,0^\circ$ um die F/E-Achse am Hüft-, Knie- und Sprunggelenk. Insgesamt berechnen sich die minimalen Anforderungen bezüglich des Bewegungsraums an die Gelenkmechanismen aus dem globalen Maximum und Minimum der Gelenkwinkel um jede Bewegungsachse über alle Bewegungstypen. Diese sind in Tabelle 3.1 dargestellt.

Drehmomente und Winkelgeschwindigkeiten Exoskelette für die Augmentation sollen den gesunden Anwender vor allem bei körperlich anspruchsvollen Tätigkeiten unterstützen, müssen dabei allerdings nicht zwingend zum sicheren Stand oder der Balance des Benutzers beitragen. Die Minimalanforderungen an die Anzahl der zu aktiverenden Bewegungsfreiheitsgrade beschränken sich deshalb auf die für Gangbewegungen wichtigen Bewegungsachsen des Menschen. Nach Kapitel 2 sind dies alle Bewegungsfreiheitsgrade in der Sagittalebene, also die F/E-Achse des Hüft-, Knie und Sprunggelenks. Zusätzlich sollte die A/A-Achse des Hüftgelenks aktiviert werden, um den Massenschwerpunkt während des Gehens über das Standbein zu verlagern.

Tabelle 3.2: Anforderungen an die Aktuierung der für Gangbewegungen benötigten Hauptbewegungsachsen.

Gelenk	Winkelgeschw.	Drehmoment	Leistung
	$\left[\frac{\text{rad}}{\text{s}}\right]$	$\left[\frac{\text{Nm}}{\text{kg}}\right]$	$\left[\frac{\text{W}}{\text{kg}}\right]$
Hüfte A/A	1,14/0,95	1,1	0,8
Hüfte F/E	2,81/3,75	1,2	1,8
Knie F/E	5,30/5,46	0,55	1,3
Sprunggelenk F/E	4,50/3,61	1,8	4,2

Neben den aus der Literatur bekannten Drehmomenten für bestimmte Bewegungen, z.B. einem Doppelschritt, können die Winkelgeschwindigkeiten dieser Gelenke über das im vorherigen Abschnitt beschriebenen Verfahren zur Definition der Bewegungsräume mit *MATLAB* ermittelt werden. Über die Multiplikation beider Größen ist dann eine Abschätzung der erforderlichen Leistung an der jeweiligen Gelenkachse möglich. Tabelle 3.2 stellt diese Informationen für die vier wichtigsten Bewegungsachsen dar.

3.2 Skalierung auf benutzerspezifische Parameter

Neben den Gelenkmechanismen selbst, müssen auch die sie verbindenden Strukturteile des Exoskeletts auf den Benutzer angepasst werden können. Dies bezieht sich z.B. auf benutzerspezifische Parameter, wie die Körpergröße oder die Oberschenkelänge und auch auf die Position von möglichen, die Interaktion zwischen Benutzer und Exoskelett erfassenden Sensoren an der Mensch-Roboter-Schnittstelle (MRS). Einen Überblick über verschiedene Körpermaße der deutschen Bevölkerung gibt die DIN-Norm 33402 (DIN 33402-2:2005-12), deren Daten von Personen aus verschiedenen Altersklassen und Bevölkerungsschichten stammen. Die vorliegende Arbeit bezieht sich grundsätzlich auf diese Norm, die Werte können aber durch die Verwendung von anderen Normen auf landesspezifische Maße (DIN EN ISO 7250-2:2017-12) oder einzelne Berufsgruppen, z.B. auf Maschinenführer

(DIN EN ISO 3411:2007-11) angepasst werden. Über die aus den Normen und aus den anthropometrischen Studien von Drillis u. a. (1966) bekannten Körpermaße, ist eine Schätzung der Segmentlängen für den jeweiligen Probanden, abhängig von dessen Körpergröße möglich (siehe Abbildung B.1). Die Werte für die minimalen und maximalen Segmentlängen sowie die Hüftbreite entsprechend dem 5–95 Perzentil der deutschen Bevölkerung sind in Tabelle 3.3 aufgeführt.

Tabelle 3.3: Segmentlängen und Hüftbreite entsprechen dem 5 bis 95 Perzentil der deutschen Bevölkerung.

Segment	min. Länge mm	max. Länge mm
Oberschenkel	376	454
Unterschenkel	378	456
Fuß	60	72
Hüftbreite	292	353

Der mechanische Entwurf sollte also eine Anpassung auf die benutzerspezifischen Körpermaße entsprechend der in Tabelle 3.3 angegebenen Werte erlauben. Gleichzeitig sollte sich der Entwurf auch an andere Körperparameter, wie den Umfang der Beinsegmente, die Hüftbreite oder anatomische Besonderheiten (z.B. Genu varum) anpassen.

3.3 Bewegungsklassifikation

Durch die Klassifikation des aktuellen Bewegungszustands soll eine intuitive Steuerung des Exoskeletts durch den Benutzer ermöglicht werden. Die Klassifikation muss deshalb *online*, während des Betriebs, in möglichst kurzer Zeit erfolgen. Für die Regelung von Handprothesen gibt es bereits Studien, die den Einfluss der Latenz, also der Zeit die zur Erkennung eines bestimmten Musters (z.B. durch Muskelkontraktion am Unterarm) bis zur Ausführung der Bewegung durch die Prothese, untersuchen. Hierbei ergeben sich für

die Latenz je nach Quelle Werte von 50–400 ms, die als annehmbar für den Benutzer angesehen werden (Michael u. a. 2004, Graupe u. a. 1985, Hefftner u. a. 1988, Novak u. a. 2015). Gleichzeitig verringert sich nach Farrell u. a. (2007) die Leistungsfähigkeit der Probanden im *Box and Block Test* linear mit steigender Latenz.

Für augmentierende Exoskelette wurden solche Studien noch nicht durchgeführt. Im Gegensatz zur Prothetik, wo aus dem Klassifikationsergebnis direkt eine Bewegung der Prothese resultiert, kann bei augmentierenden Exoskeletten auch ein langsamer Übergang zwischen zwei Sätzen von Regelparametern erfolgen, da der Benutzer selbständig stehen und balancieren kann. Zudem ergibt sich aus dem Stand der Forschung keine klare Obergrenze für die Latenz. In dieser Arbeit soll deshalb eine ähnliche Latenz wie bei Handprothesen (also 50–400 ms) erreicht werden. Die dabei eingesetzte Sensorik muss am Exoskelett befestigt und über der Kleidung tragbar sein. Zudem soll über die Sensorik die Interaktion zwischen dem Benutzer und dem Exoskelett erfasst werden und sie gegenüber äußeren Umwelteinflüssen robust sein.

4 Kinematisch kompatible Gelenkmechanismen für die unteren Extremitäten

Exoskelette für die Augmentierung von gesunden Personen sollten den Benutzer möglichst nicht beeinträchtigen und deshalb bei geringem Bauraum und geringer Komplexität geringe Relativbewegungen zwischen dem menschlichen Bein und dem Exoskelett hervorrufen. Zudem sollte die Struktur bzw. die kinematische Kette möglichst eng am Körper anliegen, um in allen Situationen eine gute Bewegungsfreiheit des Benutzers zu ermöglichen. Deshalb beschäftigt sich dieses Kapitel mit der Entwicklung von Gelenkmechanismen für das Hüft-, Knie- und Sprunggelenk sowie deren Simulation und Evaluation in Experimenten. Der erste Prototyp, das *KIT-EXO-1*, wird einleitend vorgestellt. Die damit gesammelten Erfahrungen fließen direkt in den Entwicklungsprozess der neuen Gelenkmechanismen ein. Dieser umfasst eine erste Evaluation der Mechanismen, deren Optimierung und den Vergleich mit aus der Literatur bekannten Systemen in einer kinematischen Simulation und wird für alle Gelenke der unteren Extremität angewendet und beschrieben. Eine Darstellung der technischen Umsetzung für jedes Gelenk, die experimentelle Evaluation und die Integration in ein zweibeiniges Exoskelett schließen das Kapitel ab. Teile dieser Arbeit wurden in Beil u. a. (2015), Beil u. a. (2017) und Beil u. a. (2018a) publiziert.

4.1 Das KIT-EXO-1

Das als Grundlage für die Arbeit entwickelte Exoskelett *KIT-EXO-1* (Beil u. a. 2015) dient dazu, erste Erkenntnisse in Bezug auf Anforderungen an Gelenkmechanismen, die Aktuierung, die Schnittstelle zum Menschen und die Regelung zu sammeln und neue Entwicklungen in kurzer Zeit zu testen. Das Exoskelett verfügt über jeweils ein aktuiertes Drehgelenk für das Fuß- und Kniegelenk, die durch Strukturteile aus Aluminium miteinander verbunden und durch orthetische Riemen am Ober- bzw. Unterschenkel, sowie einen Sportschuh am Fuß des Benutzers fixiert sind (siehe Abbildung 4.1).

Die Aktuatoren bestehen aus einem bürstenlosen Gleichstrommotor, dessen Drehbewegung von einer Rollenumlaufspindel in eine Linearbewegung umgewandelt wird. Abbildung 4.2 zeigt den Schnitt durch den seriell elastischen Aktuator. Ein Kreuzrollenlager nimmt sowohl die Radial- als auch die Axialkräfte der kompletten Motor-Getriebe-Einheit auf, so dass keine weiteren Lager notwendig sind. Dies ermöglicht die kompakte Konstruktion der Motor-Getriebe-Einheit (Gesamtlänge 77 mm, Durchmesser 50 mm).

Um Gelenkwinkelpositionen zu erfassen und für die elektrische Kommutierung des Gleichstrommotors, befindet sich an der mit dem Motor verbundenen Nuss der Rollenumlaufspindel ein Relativencoder¹ mit einer Auflösung von $0,0625^\circ$. Zusätzlich sind am jeweiligen Gelenk Absolutencoder² angebracht, um beim Starten des Systems die aktuellen Gelenkwinkelpositionen mit einer Auflösung von $0,087^\circ$ zu bestimmen.

Die Daten von beiden Encodern werden von einer am Lehrstuhl entwickelten Elektronik ausgewertet, die direkt mit dem Motorcontroller³ verbunden ist und die Daten über eine serielle Verbindung an diesen weitergibt. Gleichzeitig ermöglicht die Platine die Kommunikation mit dem Rechner über das *CAN-Open* Protokoll (CAN 2019) mit einer Frequenz von 300 Hz, so dass auf

¹ AS5304, ams AG, Premstätten (Österreich)

² AS5045B, ams AG, Premstätten (Österreich)

³ Whistle 10/60, Elmo Motion Control Ltd., Petach-Tikva (Israel)

dem Rechner die mittlere und hohe Regelungsebenen im Roboterframework *ArmarX* (Vahrenkamp u. a. 2015) implementiert werden können. Zusätzlich besteht die Möglichkeit einen Kraftsensor mit der Platine zu verbinden, um die auf die Aktuatoren wirkenden Zug- und Druckkräfte zu messen. Dafür sind piezoresistive Sensoren⁴ vorgesehen, die von einem Analog-Digital-Konverter mit einer Genauigkeit von 12 Bit ausgelesen werden.

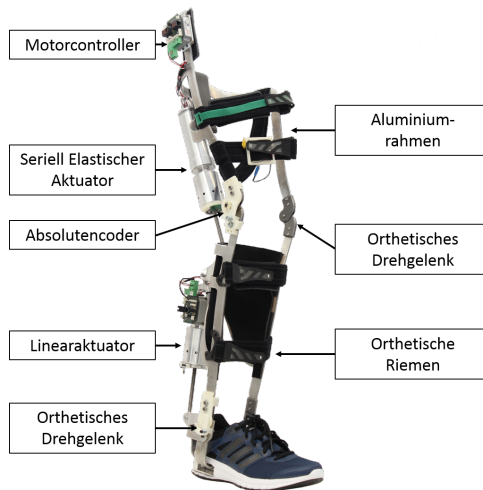


Abbildung 4.1: Die Hauptkomponenten des *KIT-EXO-1*.

Die in Reihe geschalteten Federn dämpfen die, vom Exoskelett auf das menschliche Bein übertragenen, Schockbelastungen, z. B. wenn der Benutzer ungewollt mit Umgebungsobjekten kollidiert und können Leistungsspitzen während der Bewegung reduzieren. Da am Aktuator sowohl Zug- als auch Druckkräfte auftreten, sind zwei kegelförmige Druckfedern mit progressiver Kennlinie im Federmodul integriert, wobei sich der Verbindungsflansch zum Aktuator zwischen den beiden Federn befindet (siehe Abbildung 4.2). Die

⁴ ELAF T2, TE Connectivity Ltd., Schaffhausen (Schweiz)

eingesetzten Federn wurden für ein Drehmoment von 120 Nm am Kniegelenk (entspricht der maximalen Belastung durch einen 100 kg schweren Benutzer während eines Doppelschritts) ausgelegt. Die Federsteifigkeit des Systems variiert deshalb von 375–435 Nm/mm für den Federweg von 0 bis 21 mm. Diese hohe Steifigkeit führt allerdings dazu, dass die Federn durch leichtere Benutzer nur in sehr geringem Maße ausgelenkt werden.

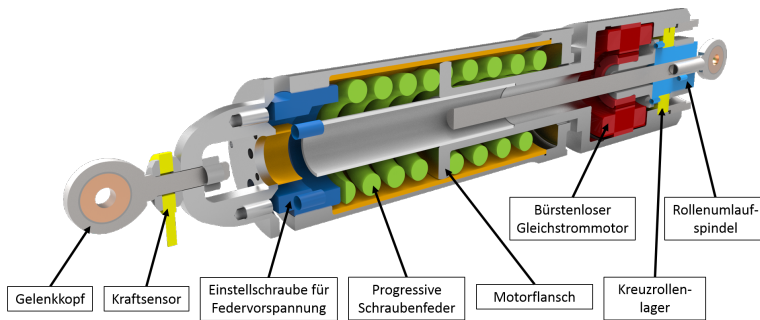


Abbildung 4.2: Linearaktuator des KIT-EXO-1 mit serieller Elastizität.

Aufgrund der hohen Leistung des bürstenlosen Gleichstrommotors⁵ von maximal 400 W und einem maximalen Hebelarm von 40 mm zur Gelenkachse des Benutzers bietet die Rollenumlaufspindel⁶ bei einem Spindeldurchmesser von 7 mm und einer maximal erlaubten Axialbelastung von 12 kN einen guten Kompromiss zwischen Gewicht und Steifigkeit. Die nominell von der Antriebseinheit erzeugbare Kraft beträgt mit der gewählten Spindelsteigung (1 mm) 1 kN bei einer Geschwindigkeit von 100 mm s^{-1} . Maximal kann eine Kraft von 3 kN erzeugt werden.

Viele der im folgenden beschriebenen Konstruktionen und Sensoranordnungen wurden initial am *KIT-EXO-1* getestet, so dass sich dieses System ständig verändert bzw. erweitert hat und deshalb in den folgenden Kapiteln häufig Erwähnung findet.

⁵ K044, Parker Hannifin Corporation, Cleveland (USA)

⁶ RV7x1, ROLLVIS SA, Plan-les-Ouates (Schweiz)

4.2 Prinzipielle Vorgehensweise bei der Entwicklung

Um eine effiziente Entwicklung zu ermöglichen, soll die vorgeschlagene Kinematik für den späteren Gelenkmechanismus zunächst in einer kinematischen Simulation mit einem Modell des menschlichen Gelenks gekoppelt werden. Die in Abbildung 4.3 dargestellte Vorgehensweise wird bei der Entwicklung für das Hüft-, Knie- und Fußgelenk angewendet. Die Biomechanik der menschlichen Gelenke und deren Modelle sind aus der Literatur bekannt und deshalb blau unterlegt. Aus diesen Informationen, sowie aus der Analyse von Bewegungen aus der *KIT Whole-Body Human Motion Database*, leiten sich die in Kapitel 3 beschriebenen Anforderungen an die Gelenkmechanismen ab. In der Simulation können dann geometrische Parameter der Gelenkmechanismen optimiert und die endgültige mechanische Konfiguration in einem Prototyp technisch umgesetzt werden. Im letzten Schritt erfolgt die experimentelle Evaluation der Prototypen.

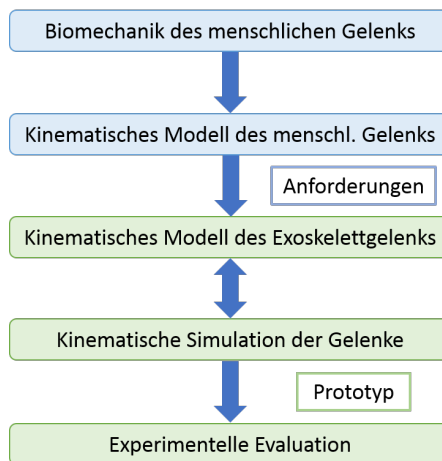


Abbildung 4.3: Prinzipielle Vorgehensweise bei der Entwicklung der Gelenkmechanismen. Die blauen Felder stellen bekannte Informationen aus der Literatur dar, die während des Entwicklungsprozesses (grün eingefärbt) verwendet werden.

Die Simulation ist von zentraler Bedeutung für die Entwicklung, um die Anforderungen an die Gelenkmechanismen, also eine gute kinematische Kompatibilität bei geringem Bauraum und guter Aktuierbarkeit gleichzeitig zu erfüllen. Diese konkurrierenden Anforderungen erschweren eine analytische Lösung des Problems, so dass mit Hilfe der kinematischen Simulation eine optimierte Lösung, hinsichtlich der Erfüllung aller Anforderungen erreicht werden soll. Besitzt ein Mechanismus beispielsweise einen geringen Bauraum und ist gut aktuierbar, hat aber eine schlechte kinematische Kompatibilität kann dieser mit Hilfe der Simulation so optimiert werden, dass sich die kinematische Kompatibilität für häufig mit dem Exoskelett ausgeführte Bewegungstypen verbessert. Gleichzeitig erfordert der benutzerspezifische Körperbau skalierbare Mechanismen, da ein auf die Segmentlängen eines 1,86 m großen Benutzers optimierter Mechanismus für einen Benutzer mit einer Körpergröße von 1,54 m tendenziell zu groß ist.

Für jeden Gelenkmechanismus gliedert sich der Simulationsprozess in drei Schritte:

- Evaluation der Funktionalität
- Optimierung von geometrischen Parametern, um die kinematische Kompatibilität zu verbessern oder den Mechanismus auf personenspezifische Parameter zu skalieren
- Vergleich der kinematischen Kompatibilität mit Mechanismen aus der Literatur

In jedem der drei Simulationsschritte wird mit der Vorwärtskinematik über die Multiplikation der Denavit-Hartenberg Transformationen (Hartenberg u. a. 1955) des menschlichen Modells eine Zielpose ZP für den Gelenkmechanismus berechnet und über die Lösung der inversen Kinematik geprüft, ob der Mechanismus diese Zielpose erreicht. Für die kinematische Kompatibilität eines Gelenkmechanismus ist das genaue Erreichen der Zielpose, also sowohl deren Orientierung als auch Position, von entscheidender Bedeutung.

Dies bedeutet, dass die korrespondierenden Mensch-Exoskelett-Achsen nicht zwangsläufig (vor allem bei kinematisch nichtäquivalenten Mechanismen) aufeinander ausgerichtet sein müssen, sondern sich die aus der Kinematik des menschlichen Gelenks ergebende Pose, an einem Punkt außerhalb des menschlichen Körpers, vom Mechanismus abgebildet werden muss.

Über die Berechnung der euklidischen Norm des Orientierungs- und Positionsfehlers können Aussagen über die kinematische Kompatibilität von verschiedenen Gelenkmechanismen getroffen, also die vorher erwähnten Schritte 1 und 3 ausgeführt werden.

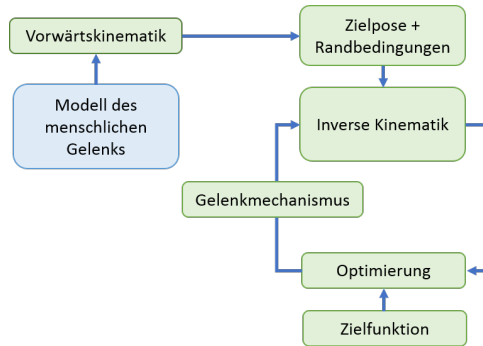


Abbildung 4.4: Prinzipieller Aufbau der kinematischen Simulation um den Gelenkmechanismus an das menschliche Gelenkmodell zu koppeln.

Abbildung 4.4 zeigt den Aufbau der Simulation, wobei für die gerade beschriebene Evaluierung der kinematischen Kompatibilität, die aus der Vorwärtskinematik berechnete Zielpose und die inverse Kinematik verwendet werden (oberer Teil in Abbildung 4.4). Erreicht der vorgeschlagene Gelenkmechanismus im ersten Schritt eine unbefriedigende kinematische Kompatibilität, ist es möglich geometrische Parameter, z. B. die Längen von einzelnen Segmenten zu optimieren, also die inverse Kinematik mit, von einem Optimierungsalgorithmus veränderten Parametern zu lösen (unterer Teil von Abbildung 4.4). Zudem ist eine Optimierung des Mechanismus

auf bestimmte benutzerspezifische Körperparameter, z. B. die Hüftbreite möglich. Die Optimierung für die kinematische Kette des Hüftgelenks wurde deshalb mit den bereits in *MATLAB* implementierten *genetischen Algorithmus* (Golberg 1989), *Simulated Annealing* (Van Laarhoven u. a. 1987) und *Generalized Pattern Search* (Audet u. a. 2002) durchgeführt, um die Methode auszuwählen, die das Optimierungsproblem in kurzer Zeit möglichst genau löst. Letztendlich wird *Generalized Pattern Search* verwendet, der ausgehend von einem Startwert \mathbf{x}_0 die freien Parameter der Zielfunktion in fester Reihenfolge so lange um eine vorher definierte Schrittweite verändert, bis sich ein niedrigerer Wert für die Zielfunktion einstellt.

Zur Lösung der inversen Kinematik mit Randbedingungen wird die bereits in *MATLAB* implementierte *Levenberg-Marquardt-Methode* verwendet. Die Kinematik des Roboters wird dabei durch einen Satz von algebraischen Randbedingungsgleichungen für den Vektor der Gelenkstellungen der kinematischen Kette $\mathbf{q} = [q_1 q_2 \cdots q_n]^T \in \mathbb{R}^n$ repräsentiert, wobei n die Anzahl der Gelenke beschreibt. Randbedingungen sind beispielsweise die Vorgabe für die Position oder Orientierung der einzelnen Gelenke oder des Endeffektors der kinematischen Kette, um Kollisionen mit der Umgebung zu vermeiden. Zusätzlich beschränken mechanische Gelenkanschlüsse den Bewegungsraum der einzelnen Gelenke. Das Residuum einer Randbedingungsgleichung $e_i \in \mathbb{R}^3$ lautet:

$$e_i(\mathbf{q}) \equiv \begin{cases} \mathbf{p}_{i,d} - \mathbf{p}_i(\mathbf{q}) & \text{Position} \\ \mathbf{R}_{i,d} \mathbf{R}_i^T(\mathbf{q}) & \text{Orientierung.} \end{cases} \quad (4.1)$$

Dabei beschreiben $\mathbf{p}_i \in \mathbb{R}^3$ und $\mathbf{p}_{i,d} \in \mathbb{R}^3$ die aktuelle Position und die Zielposition. Die Größen $\mathbf{R}_i \in SO(3)$ und $\mathbf{R}_{i,d} \in SO(3)$ beschreiben die aktuelle Orientierung des betrachteten Segments und das Ziel für die Orientierung. Um alle Randbedingungen zu erfüllen muss die nichtlineare Gleichung

$$e(\mathbf{q}) = 0, \quad (4.2)$$

für den sich aus den Residuen ergebenden Vektor $e(\mathbf{q}) \in \mathbb{R}^{3m}$ für die m Randbedingungen gelöst werden. Zur numerischen Lösung von Gleichung 4.2 wird ausgehend von einem Startwert \mathbf{q}_0 für jede Iteration k der Wert \mathbf{q}_{k+1} über die Gleichung

$$\mathbf{q}_{k+1} \approx \mathbf{q}_k + (\mathbf{J}(\mathbf{q}_k))^{-1} e(\mathbf{q}_k) \quad (4.3)$$

mit der Jacobi Matrix näherungsweise berechnet. Diese Iteration kann allerdings nur unter den Voraussetzungen durchgeführt werden, dass die Anzahl der Randbedingungen der Anzahl der Bewegungsfreiheitsgrade der kinematischen Kette entspricht, $\mathbf{J}(\mathbf{q}_k)$ regulär ist und Gleichung 4.2 eine Lösung besitzt. Da diese Voraussetzungen eine starke Einschränkung darstellen, wird Gleichung 4.2 durch das Optimierungsproblem

$$E(\mathbf{q}) = \frac{1}{2} e(\mathbf{q})^T \mathbf{W}_E e(\mathbf{q}) \rightarrow \min \quad (4.4)$$

ersetzt. Die Matrix \mathbf{W}_E ermöglicht es, verschiedene Randbedingungen unterschiedlich zu gewichten. Um Gleichung 4.4 zu minimieren, wird \mathbf{q}_{k+1} in jeder Iteration der *Levenberg-Marquardt-Methode* über

$$\mathbf{q}_{k+1} = \mathbf{q}_k + (\mathbf{J}(\mathbf{q}_k)^T \mathbf{W}_E \mathbf{J}(\mathbf{q}_k) + \mathbf{W}_N)^{-1} \mathbf{J}(\mathbf{q}_k)^T \mathbf{W}_E e(\mathbf{q}_k), \quad (4.5)$$

mit dem Dämpfungsfaktor \mathbf{W}_N berechnet. Die Wahl von \mathbf{W}_N beeinflusst die Konvergenzrate und die numerische Stabilität in der Umgebung von Singularitäten. Generell ermöglichen kleine Werte eine schnelle Konvergenzrate, verringern allerdings die numerische Stabilität in der Nähe von Singularitäten. \mathbf{W}_N ist also von der betrachteten Anwendung abhängig. In Sugihara (2011) wird zur Wahl von \mathbf{W}_N folgender Ansatz mit der Matrix $\overline{\mathbf{W}}_N = \text{diag}(\overline{w}_{N,i})$ vorgeschlagen:

$$\mathbf{W}_N = E(\mathbf{q}_k) \mathbf{1} + \overline{\mathbf{W}}_N. \quad (4.6)$$

Die Werte für $\bar{w}_{N,i}$ sollten im Bereich von $0.1/l^2$ bis $0.001/l^2$ abhängig von der durchschnittlichen Segmentlänge l des betrachteten Roboters gewählt werden. Um die vorgeschlagene Methode zu evaluieren, wird ein aus fünf gleich langen Segmenten ($l = 0,15$ m) bestehender Roboterarm, der über zwölf Bewegungsfreiheitsgrad verfügt simuliert. Für diese Segmentlänge empfehlen die Autoren $\bar{w}_{N,i} = 0.001$ und vergleichen die vorgeschlagenen Methode mit elf aus der Literatur bekannten Ansätzen für verschiedene Randbedingungen. Es zeigt sich, dass im Gegensatz zu den anderen Verfahren alle betrachteten Probleme in ausreichender Zeit gelöst werden, also die vorgegebene Zielpose erreicht wird. Mit der Methode ist also eine stabile Lösung der inversen Kinematik möglich, so dass sie in *MATLAB* ebenfalls zur Wahl des Dämpfungsfaktors verwendet wird.

4.3 Selbstausrichtender Gelenkmechanismus für das Hüftgelenk

Als erstes Gelenk der kinematischen Kette des menschlichen Beins hat das Hüftgelenk bei der Entwicklung von Exoskeletten für die unteren Extremitäten eine große Bedeutung. Hier auftretende Ausrichtungsfehler verstärken sich durch den Hebelarm des Oberschenkels bzw. des Unterschenkels am Knie- und Sprunggelenk. Eine weitere bedeutende Funktion des Gelenks neben der für die Fortbewegung benötigten Flexion/Extension (F/E) stellt die für das Balancieren benötigte Abduktion/Adduktion (A/A) dar. Dies gilt vorwiegend während eines Doppelschritts, um den Schwerpunkt über das Standbein zu verlagern aber auch, um den Schwerpunkt beim Heben von Lasten auf eine Körperseite zu verschieben. Bei vielen Bewegungstypen rotiert das Bein zudem nach Innen oder Außen (IR/AR). Aus diesem Grund muss bei der Entwicklung des Gelenkmechanismus eine Aktuierung der F/E-Achse und der A/A-Achse vorgesehen werden. Zudem soll der Mechanismus die in Kapitel 3 beschriebenen Anforderungen erfüllen und so nah

am menschlichen Körper anliegen, dass der Benutzer sich mit dem System auf einen Stuhl setzen kann.

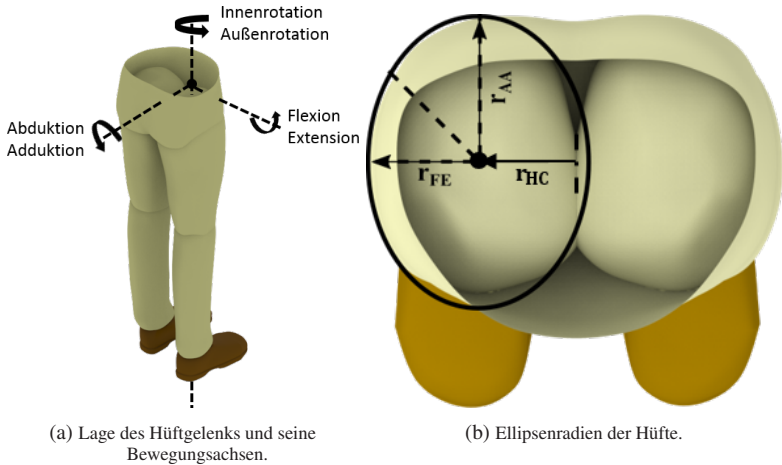


Abbildung 4.5: Für die Entwicklung verwendete Radien, um die Form des Hüftgürtels mit einer Ellipse zu beschreiben.

Abbildung 4.5a stellt die menschlichen Bewegungsfreiheitsgrade und die Position des Hüftgelenks über einen Schnitt in der Transversalebene des in *Creo Parametric* verfügbaren Manikins (PTC 2016) dar. Das Manikin besitzt drei Bewegungsfreiheitsgrade im Hüftgelenk bei einer Körpergröße von 1,85 m. Da die spätere Konstruktion des Mechanismus am Manikin vorgenommen wird, wird es ebenfalls dazu verwendet, die Kinematik zu entwerfen. Abbildung 4.5b zeigt die über einen Schnitt in der Transversalebene des Manikins sichtbar gemachten Radien r_{HC} , r_{AA} und r_{FE} . Der Radius r_{HC} beschreibt den Abstand des Hüftgelenks von der Medianebene (Sagittalebene durch die Körpermitte), die beiden Radien r_{AA} und r_{FE} den Abstand des Gelenks zum imaginären Austrittspunkt der A/A- und F/E-Achse aus dem Hüftgürtel. Diese Radien besitzen je nach Körpergröße und Körperbau des Probanden eine große interindividuelle Varianz, können aber nach Winter

(2009) näherungsweise aus der Körpergröße H über Gleichung 4.7 bestimmt werden und sind für das Manikin bekannt.

$$\begin{aligned} r_{HC} &= 0,052 \cdot H \\ r_{FE} &= 0,0435 \cdot H \\ r_{AA} &= 0,0649 \cdot H \end{aligned} \tag{4.7}$$

Die Form des Hüftgürtels kann über die Radien r_{FE} und r_{AA} durch eine Ellipse angenähert werden, wobei der Abstand des Gelenkmechanismus zu dieser Ellipse möglichst gering sein sollte, diese aber nicht berühren darf. Der Austrittspunkt der IR/AR-Achse aus dem menschlichen Körper an der Schulter oder den Füßen muss zudem durch eine um den Hüftgürtel umlaufende Konstruktion abgebildet werden. Tabelle 4.1 fasst die in Kapitel 3 ausgeführten Anforderungen an das Hüftgelenk in komprimierter Form zusammen.

Tabelle 4.1: Anforderungen an den Gelenkmechanismus für das Hüftgelenk nach Kapitel 3 (FF: Feste Anforderung, WF: Erwünschte Anforderung).

Eigenschaft	Wert	Anforderungen
Bewegungsfreiheitsgrade	3	FF
Bewegungsumfang	entspr. Tab. 3.1	FF
Aktuierte Bewegungsfreiheitsgrade	2 (F/E, A/A)	FF
Drehmomente	entspr. Tab. 3.2	WF
Körpergröße der Benutzer [m]	1,54 ··· 1,86	FF

4.3.1 Kinematische nicht-äquivalenter Grundaufbau

Dieses Kapitel beschreibt den Grundaufbau der kinematischen Kette, der als Ausgangspunkt für die späteren Simulationen dient. In Kapitel 2.3.2 wurden jeweils zwei kinematisch äquivalente und kinematisch nicht-äquivalente Gelenkmechanismen vorgestellt, von denen allerdings nur die in Junius

u. a. (2017) beschriebene Kinematik eine automatische Ausrichtung auf die menschlichen Gelenkachsen erlaubt. Die in Junius u. a. (2017) beschriebene Kombination aus Dreh- und Schubgelenken, also die Anwendung des Theorems der parallelen Achsen, gleicht Ausrichtungsfehler aus. Betrachtet man die Anordnung der Drehgelenke vom Start der kinematischen Kette am Rücken des Benutzers in Abbildung 2.14c, erlaubt das erste Drehgelenk Rotationen um die IR/AR-Achse. Die beiden Drehgelenke für A/A und F/E befinden sich in kurzer räumlicher Distanz zueinander am Ende der kinematischen Kette. Diese Anordnung erschwert die Aktuierung dieser beiden Bewegungsfreiheitsgrade und bedingt hohe Verfahrenwege der Schubgelenke.

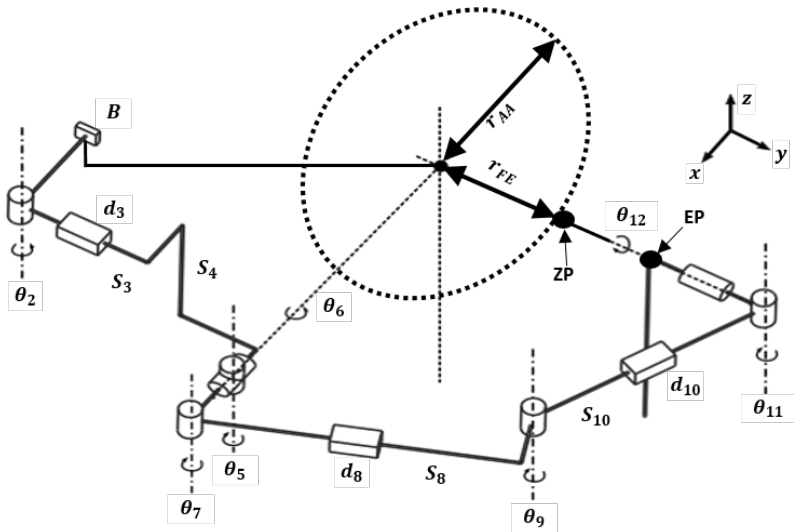


Abbildung 4.6: Schematisches Modell der kinematischen Struktur des Gelenkmechanismus für das Hüftgelenk (Beil u. a. 2017, © 2017 IEEE).

Die in dieser Arbeit vorgestellte Kinematik ist das Ergebnis einer vom Autor betreuten Abschlussarbeit (Marquardt 2017). Das Drehgelenk für die A/A-Achse befindet sich am Anfang der kinematischen Kette, möglichst nah am Austrittspunkt der A/A-Achse aus dem menschlichen Körper. Zudem

wird eine Kombination aus Schub- und Drehgelenken, also das Theorem der parallelen Achsen und Drehgelenke mit parallel verlaufenden Gelenkachsen kombiniert, um die IR/AR-Achsen von Mensch und Exoskelett möglichst genau auszurichten. Diese Anordnung ermöglicht im Gegensatz zu der oben beschriebenen Anordnung von Junius u. a. (2017) die Aktuierung der A/A-Achse. Der Mechanismus erstreckt sich vom Anfang bis zum Ende der kinematischen Kette und soll die Distanz zum Hüftgürtel gering und die Verfahrwege der hier eingesetzten Schubgelenke zudem möglichst kurzhalten. Die kinematische Kette besteht deshalb aus fünf Dreh-, drei Schub- und einem Kugelgelenk, wie in Abbildung 4.6 dargestellt. Die Basis B befindet sich am Rücken des Benutzers, beispielsweise an einem Rucksack oder einem Gürtel. Eine Auflistung der *Denavit Hartenberg* Parameter befindet sich im Anhang in Tabelle C.1. Die Parameter θ_i bezeichnen ein Drehgelenk und die Parameter d_i ein Schubgelenk. Grundsätzlich können die Gelenke ihrer Funktion nach in vier Gruppen unterteilt werden:

- Die Gelenke $\theta_2, d_3, \theta_7, d_8, \theta_9, d_{10}$ und θ_{11} ermöglichen Rotation um die IR/AR-Achse und richten der A/A- und F/E-Achse des Exoskeletts auf die entsprechende Achse des menschlichen Hüftgelenks aus. Je nach Abduktions- und Rotationswinkel (vgl. Abbildung 4.7) kompensiert die Anordnung Orientierungsfehler um die F/E-Achse sowie Positionsfehler entlang der IR/AR-, A/A- und F/E-Achse um die Zielpose ZP möglichst genau zu erreichen.
- Das Drehgelenk θ_6 ermöglicht Rotationen um die A/A-Achse und wurde aus technischer Sicht zusammen mit θ_5 durch ein Kugelgelenk realisiert, wobei die dritte Drehachse dieses Gelenks über Anschläge gesperrt ist.
- Das Drehgelenk θ_{12} am Ende der kinematischen Kette erlaubt Rotationen um die F/E-Achse.

- Die drei passiven Gelenke θ_1 , θ_3 und θ_{12} (vgl. Tabelle C.1) erlauben eine manuelle Anpassung des Systems auf benutzerspezifische Parameter während des Anlegevorgangs. Über das Schubgelenk θ_1 kann die gesamte kinematische Kette entlang der Longitudinalachse verschoben werden, um verschiedene Formen des Hüftgürtels, die sich durch den individuellen Körperbau ergeben, auszugleichen. Das Schubgelenk θ_3 ermöglicht die variable Positionierung von θ_6 entlang der Transversalachse und die Position der MRS kann über θ_{12} in proximale bzw. dorsale Richtung verschoben werden.

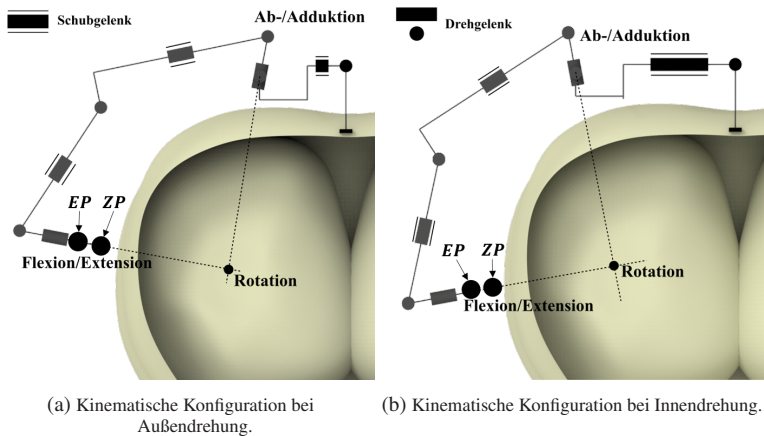


Abbildung 4.7: Schematisches Modell des Rotationsmechanismus. Verändert aus Beil u. a. (2017), © 2017 IEEE.

Die Segmentlängen dieses Entwurfs sind so gewählt, dass die Distanz zwischen den körpernahen Punkten des Exoskeletts, also an den Gelenken θ_6 , θ_9 sowie θ_{12} und der durch den Körperbau des Manikins erzeugten Ellipse gering sind. Sie werden folgend als manuell gewählte Segmentlängen bezeichnet.

4.3.2 Evaluierung und Optimierung in Simulation

Die kinematische Simulation des Mechanismus erfolgt wie bereits erwähnt in *MATLAB* und soll im ersten Schritt Aussagen über die Funktionalität der Kinematik erlauben. Abhängig vom Ergebnis des ersten Schritts kann die mechanische Konfiguration im zweiten Schritt verändert werden, um verschiedenen mechanische Konfigurationen miteinander zu vergleichen. Die Erweiterung der Simulation um ein Optimierungsverfahren erlaubt im dritten Schritt die Optimierung der mechanischen Konfiguration auf benutzerspezifische Parameter.

Bestimmung der Zielpose für die inverse Kinematik

Die Wahl von geeigneten Zielposen ZP ist für alle drei Simulationsschritte von entscheidender Bedeutung. Das Exoskelett soll so nah wie möglich am Hüftgürtel des Benutzers anliegen, diesen allerdings nicht berühren, um keine Scher- oder Druckkräfte am Hüftgürtel des Benutzers einzuleiten. In der Simulation wird das menschliche Hüftgelenk (Kugelgelenk) durch drei Drehgelenke repräsentiert, und als Rotationsreihenfolge IR/AR-A/A-F/E gewählt. Die Zielpose ZP ergibt sich damit aus der Multiplikation der jeweiligen, mit den DH-Parametern gebildeten, Transformationsmatrizen für die drei Bewegungsfreiheitsgrade und einer Verschiebung entlang der resultierenden F/E-Achse um den Betrag $r_{FE} + 1$ cm. Das Exoskelett soll sich also an dieser Stelle in einem Abstand von 1 cm zum Hüftgürtel befinden.

Schubgelenke mit geringer Baugröße und einer hohen statischen Tragzahl (Maß für die maximale vom Maschinenelement bei Dauerbelastung aufnehmbare Last, bevor bleibende Schäden zurückbleiben) verfügen meist über einen sehr begrenzten Hub. In einer Recherche weist kein Gelenk das den Anforderungen entspricht, einen größeren Hub als ± 25 mm auf, so dass dieser Wert als maximale Auslenkung für die Schubgelenke (d_3 , d_8 und d_{10}) in der Simulation definiert wird. Eine genauere Beschreibung der Schubgelenke erfolgt in Abschnitt 4.3.3. Aus Abbildung 4.7 folgt, dass diese

Gelenkansschläge bei Bewegungen um die IR/AR-Achse des menschlichen Hüftgelenks überschritten werden können, so dass sowohl die untere als auch die obere Grenze des Gelenkwinkelraums bei der Evaluation der Funktionalität simuliert werden müssen. Rotationen um die A/A-Achse verändern die Pose von ZP in der Sagittal- und Transversalebene und müssen dementsprechend ebenfalls betrachtet werden. Lediglich Rotationen um die F/E-Achse verändern die Position der ZP nicht und können vom Exoskelett, falls der benötigte Bewegungsraum bereitgestellt wird, immer abgebildet werden. Im ersten Schritt erfolgt deshalb eine Diskretisierung des Gelenkwinkelraums um die A/A- und IR/AR-Achse in 20 gleich große Winkelbereiche, wodurch sich insgesamt 400 mögliche Zielposen ergeben.

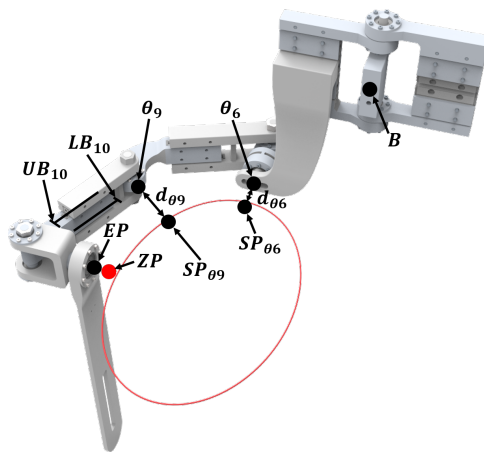


Abbildung 4.8: Randbedingungen für die kinematische Simulation am Hüftgelenk.

Evaluation der Funktionalität

Da die kinematische Kette über redundante Bewegungsfreiheitsgrade verfügt, ergeben sich für eine Zielpose unendliche viele Lösungen, falls der Lösungsraum nicht durch zusätzliche Randbedingungen eingeschränkt wird. Abbildung 4.8 zeigt den, durch die in rot eingefärbte Ellipse abgebildeten

Hüftgürtel des Benutzers und die als d_{θ_6} und d_{θ_9} bezeichneten Abstände des Gelenkmechanismus zum Hüftgürtel. Die Randbedingungen für die Simulation ergeben sich aus den mechanischen Gelenkansschlägen für die Dreh- und Schubgelenke (z. B. LB_{10} und UB_{10}), sowie aus der Bedingung, dass die Ellipse an keiner Stelle von der kinematischen Kette des Gelenkmechanismus durchdrungen werden darf. Diese Bedingung wird über die Berechnung der Abstände d_{θ_6} bzw. d_{θ_9} realisiert, die den Abstand der dem Hüftgürtel am nächsten liegenden Gelenke θ_6 und θ_9 angeben. Die Punkte auf der Ellipse, die den geringsten Abstand zu den GRZ von θ_6 und θ_9 aufweisen werden als SP_{θ_6} und SP_{θ_9} bezeichnet. Zur Berechnung des Orientierungsfehlers der Exoskelettpose EP zu ZP wird die euklidische Norm der jeweiligen Anteile um die Raumachsen gebildet. Die Berechnung des Positionsfehlers erfolgt äquivalent.

Tabelle 4.2: Randbedingungen für die kinematische Simulation des Hüftgelenks.

Randbedingung	Beschreibung	Wert	Gewicht
PoseTarget	Vorgabe der Zielpose für EP	ZP	1
CartesianBounds	Bereichsvorgabe in kartesischen Koord. für θ_6	SP_{θ_6}	0, 1
CartesianBounds	Bereichsvorgabe in kartesischen Koord. für θ_9	SP_{θ_9}	0, 1
JointPositionBounds	Gelenkansschläge	LB, UB	1

Tabelle 4.2 listet die Randbedingungen und deren Gewichtung auf. Das Erreichen von ZP und die Gelenkansschläge werden dabei am höchsten gewichtet und die Distanz zur Ellipse muss positiv sein, so dass eine Durchdringung des Hüftgürtels ausgeschlossen ist. Dies wird für jede Lösung überprüft und eine Lösung wird verworfen, falls eine der Randbedingungen nicht erfüllt ist. Die Simulation über den gesamten Bewegungsraum mit den manuell für das Manikin gewählten Segmentlängen ergibt eine durchschnittliche Abweichung

von $0,00021^\circ$ wobei das Maximum von $0,0004^\circ$ bei $8,6^\circ$ Außenrotation und $2,8^\circ$ Abduktion auftritt. Der Positionsfehler beträgt durchschnittlich $0,8$ mm, wobei das Maximum von $1,32$ mm bei $13,6^\circ$ Außenrotation (negative Innenrotation) und $13,7^\circ$ Adduktion auftritt.

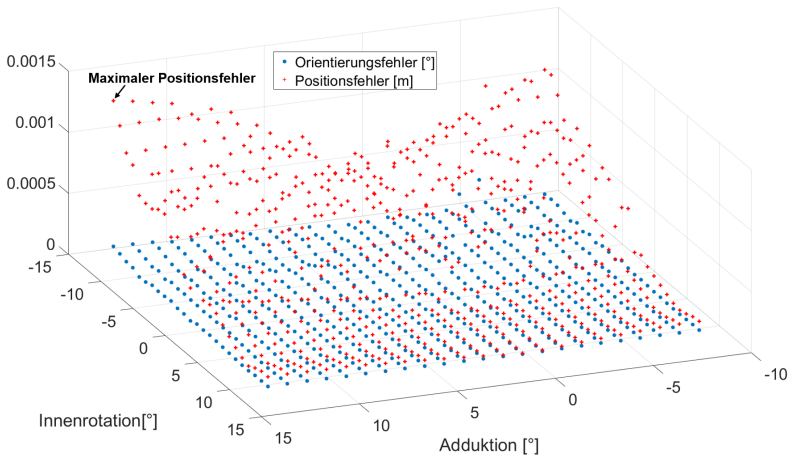


Abbildung 4.9: Ergebnisse der kinematischen Simulation, um die Funktionalität des Mechanismus zu evaluieren.

Abbildung 4.9 zeigt den Verlauf des Orientierungs- und Positionsfehlers über den gesamten Winkelbereich der A/A- und IR/AR-Achse. Generell vergrößert sich der Fehler an den Rändern des menschlichen Bewegungsraums. Der maximale Wert von $1,32$ mm ist allerdings deutlich geringer als der vorher festgelegte Abstand von 1 cm zwischen Hüftgürtel und Exoskelett, so dass das Exoskelett den Benutzer am Punkt *EP* nie berührt. Dies gilt auch an den Gelenken θ_6 und θ_9 die die Ellipse für keine kinematische Konfiguration durchdringen. Alle Lösungen liegen zudem innerhalb der Gelenkwinkelgrenzen. Aus der Abbildung ist ersichtlich, dass die größten Positionsfehler im Bereich großer Außenrotationswinkel (negative Innenrotation) bei gleichzeitig großen Adduktionswinkeln auftreten. Bei dieser

kinematischen Konfiguration wird der Mechanismus maximal verkürzt (vgl. Abbildung 4.7), was die Suche nach einer Lösung erschwert und den Abstand des Mechanismus zum Hüftgürtel erhöht. Optimierte Segmentlängen, die die Länge der kinematischen Kette insgesamt verkürzen, können deshalb den Abstand vom Exoskelett zum Hüftgürtel für diese kinematische Konfigurationen verringern. Die vorgeschlagene Kinematik ist damit in der Lage über den gesamten Winkelbereich der drei Bewegungsfreiheitsgrade des Hüftgelenks die Zielpose für eine Körpergröße von 1,85 m sehr genau zu erreichen.

Veränderung der mechanischen Konfiguration

Da, wie bereits in den vorherigen Kapiteln erwähnt, die Komplexität der Konstruktion Einfluss auf die Aktuierbarkeit eines solchen Systems hat, soll im nächsten Schritt untersucht werden, inwieweit eine Vereinfachung der mechanischen Konfiguration die Ergebnisse beeinflusst. Das Fixieren von verschiedenen Gelenken in ihrer Nullstellung verändert die mechanische Konfiguration der vorgeschlagenen Kinematik, wodurch sich vereinfachte Varianten ergeben. Dabei werden vier verschiedene Fälle unterschieden, wobei Konfiguration 4 (*MK4*) die restriktivste Konfiguration beschreibt, bei der θ_7 , d_8 , θ_9 , d_{10} und θ_{11} deaktiviert sind. Es erfolgt keine Ausrichtung der F/E-Achse mehr, sondern die beiden Gelenke θ_6 und θ_{11} sind fest miteinander verbunden.

Bei Konfiguration 1 (*MK1*) sind alle Gelenke aktiv, was der Kinematik aus dem vorherigen Abschnitt entspricht. Konfiguration 2 (*MK2*) ergibt sich aus der Deaktivierung des Drehgelenks θ_9 . Diese Konfiguration entspricht dem Fall, dass der menschliche Hüftgürtel nicht durch eine Ellipse, sondern durch einen Kreis mit dem Radius r_{AA} angenähert wird und ist mit den in Kwa u. a. (2009) und Yang u. a. (2014) vorgestellten Gelenkmechanismen vergleichbar. Konfiguration 3 (*MK3*) ergibt sich aus der Deaktivierung der drei Drehgelenke θ_7 , θ_9 und θ_{11} . Diese Konfiguration entspricht der Anwendung des Theorems der parallelen Achsen auf alle drei Bewegungsfreiheitsgrade

des Exoskeletts mit dem begrenzten Hub der Schubgelenke von 25 mm. Die Funktion F_{kin} normiert den Orientierungs- und Positionsfehler für jede Achse auf einen Wert, der sich aus einer Simulation mit einer Konfiguration ergibt, die keinerlei Rotationen oder Translationen zulässt. Der Oberschenkelrahmen des Exoskeletts wäre also hypothetisch fest mit dem Rückenteil verbunden, während sich das Bein des Benutzers frei bewegen kann. Diese Konfiguration wird mit Fix bezeichnet. Der Wert von F_{kin} berechnet sich durch folgende Gleichung:

$$F_{kin} = F_{OE} + F_{TE} = \frac{1}{2N} \cdot \left(\sum_{n=1}^N \frac{OE_n(K)}{OE_n(Fix)} + \sum_{n=1}^N \frac{TE_n(K)}{TE_n(Fix)} \right). \quad (4.8)$$

Die Variable $OE_n(K)$ gibt dabei die euklidische Norm des Orientierungsfehlers um die drei Bewegungsachsen des Kniegelenks für den Datenpunkt n und die Konfiguration MK bzw. für die fixierte Konfiguration Fix an. Mit $TE_n(K)$ wird entsprechend die euklidische Norm der Positionsfehler entlang der Achsen bezeichnet. Die in der Simulation verwendete Bewegungstrajektorie eines Doppelschritts, ist in $N = 500$ Datenpunkte diskretisiert. Für die fixierte Konfiguration Fix ergibt sich für F_{kin} ein Wert von 1.

Tabelle 4.3: Orientierungs- und Positionsfehler während eines Doppelschritts für verschiedene mechanische Konfigurationen (Konfig.) am Hüftgelenk.

Konfig.	# Gelenke	F_{kin}	F_{TE}	F_{OE}	$\varnothing TE$ [mm]	$\varnothing OE$ [°]
<i>Fix</i>	0	1	0,5	0,5	4,17	10,00
<i>MK1</i>	10	0	0	0	0	0
<i>MK2</i>	9	0,01	0,01	0,002	0,80	0,02
<i>MK3</i>	7	0,09	0,09	0,003	1,37	0,43
<i>MK4</i>	5	0,22	0,21	0,012	3,34	0,76
<i>MK5</i>	3	0,38	0,37	0,016	6,49	0
<i>MK6</i>	2	0,58	0,43	0,148	7,06	3,90

Die Ergebnisse in Tabelle 4.3 zeigen, dass der Positionsfehler von 0,8 mm auf 4,8 mm steigt, sobald in *MK2* das Drehgelenk θ_9 deaktiviert wird. Diese Tendenz kann auch für die beiden anderen Kombinationen beobachtet werden, wobei sich der größte Positionsfehler bei *MK4* ergibt und durchschnittlich 3,34 mm entspricht. Ab *MK3* ergibt sich zudem ein relativ hoher Orientierungsfehler, da die verbleibenden Drehgelenke in der Transversalebene, bedingt durch die mechanischen Gelenkanschlüsse, nur begrenzt Rotationen um die IR/AR-Achse abbilden können.

Des Weiteren besteht die Möglichkeit, mechanische Konfigurationen von aus der Literatur bekannten Ansätzen zu simulieren. Konfiguration 5 (*MK5*) besitzt insgesamt drei Drehgelenke. Zwei Drehgelenke sind auf die menschliche A/A- und F/E-Achse ausgerichtet, das dritte Drehgelenk befindet sich zwischen den beiden ersten und erlaubt damit eine Drehung um die IR/AR-Achse mit Ausrichtungsfehler. Dieser mechanische Aufbau wird beispielsweise im *Mindwalker* (Wang u. a. 2015b) verwendet, wobei wie bereits in Kapitel 2 erwähnt, Ausrichtungsfehler zu Gunsten einer einfachen Konstruktion akzeptiert werden. Konfiguration 6 (*MK6*) beschreibt eine Kinematik, die über jeweils ein Drehgelenk für der A/A- und F/E-Achse verfügt, wie sie häufig in kommerziellen Systemen z. B. im HAL (Cyberdyne 2019) oder im EKSO (EKSO Bionics 2019a) verwendet wird.

Die über die Simulation gewonnen Ergebnisse für *MK5* weisen einen geringeren Orientierungsfehler als *MK2* und *MK3* auf, was auf einen höheren Bewegungsumfang des Drehgelenks in der Transversalebene zurückzuführen ist. Gegenüber den vorherigen mechanischen Konfigurationen steigen bei *MK5* bzw. *MK6* der Positionsfehler auf 6,49 mm und 7,06 mm. Fehlt das Drehgelenk in der Transversalebene, ergeben sich zudem hohe Orientierungsfehler von durchschnittlich $3,9^\circ$.

Optimierung der Segmentlängen

Da $MK1$ die Konfiguration mit der minimalen Anzahl an Gelenken darstellt, bei der die Zielpose während eines Doppelschritts genau erreicht wird, soll sie im letzten Schritt optimiert werden. Während der Optimierung werden die Längen der Segmente S_3 , S_4 , S_8 sowie S_{10} (vgl. Abbildung 4.10) innerhalb der mechanisch möglichen Grenzen variiert, um die Positions- und Orientierungsfehler für große A/A- und IR/AR-Gelenkwinkel weiter zu reduzieren. Gleichzeitig begünstigen möglichst kurze Segmentlängen einen geringen Abstand des Mechanismus zum Hüftgürtel und reduzieren aufgrund der verringerten Hebelarme Belastungen auf die mechanischen Bauteile, wenn der Benutzer ein Drehmoment beispielsweise um das Gelenk θ_{12} einleitet. Zunächst muss die kinematische Konfiguration des anatomischen Hüftgelenks ermittelt werden, bei der der Mechanismus seine maximale Länge benötigt, um diese zu erreichen. Die Schubgelenke befinden sich dabei am oberen Gelenkansschlag.

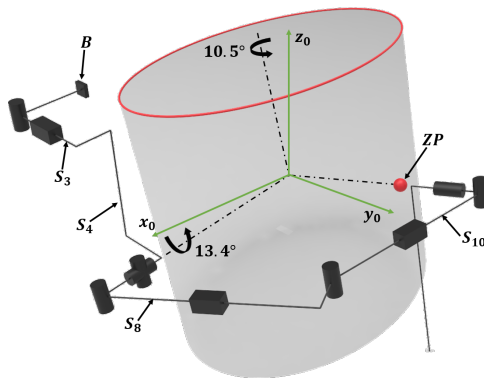


Abbildung 4.10: Die vier zu optimierenden Segmentlängen des Hüftgelenksmechanismus für die kinematische Konfiguration KK_{max} .

Generell trifft dies auf die kinematische Konfiguration des menschlichen Hüftgelenks zu, bei der sich der maximale Abstand von ZP zur Basis B bei

gleichzeitig maximaler Rotation ergibt. Aus Abbildung 4.10 ist ersichtlich, das sich ZP bei Innenrotation des Hüftgelenks auf einer Kreisbahn mit dem Radius r_{FE} um den Hüftmittelpunkt in anteriorer und medialer Richtung verschiebt. Bei gleichzeitig auftretender Adduktion (maximal $13,4^\circ$) verschiebt sich ZP zudem weiter in mediale und gleichzeitig in proximale Richtung. Um diese großen Verschiebungen in alle drei anatomischen Richtungen und die Orientierung dieser kinematischen Konfiguration abzubilden wird die maximale Länge des Mechanismus benötigt. Diese kinematische Konfiguration wird mit KK_{max} bezeichnet.

Wie im ersten Simulationsschritt bereits nachgewiesen, ist es mit den manuell festgelegten Segmentlängen möglich auch die kinematische Konfiguration mit der kürzesten Länge des Gelenkmechanismus abzubilden (maximale Außenrotation). Sie muss deshalb für das Manikin mit einer Körpergröße von 1,85 m nicht betrachtet werden. Bei anderen Körpergrößen und mit anderen Segmentlängen besteht allerdings Bedarf, KK_{min} ebenfalls zu simulieren.

$$\begin{aligned}
 F(S_3, S_4, S_5, S_6) &= d_{\theta_6} + d_{\theta_9} + p_1 + p_2 + p_3 + p_4 & (4.9) \\
 p_1 &= \begin{cases} 0 & OE(KK_{max}) \leq 0.0001 \\ 10 + TE + OE & OE(KK_{max}) > 0.0001 \end{cases} \\
 p_2 &= \begin{cases} 0 & TE(KK_{max}) \leq 0.0001 \\ 10 + TE + OE & TE(KK_{max}) > 0.0001 \end{cases} \\
 p_3 &= \begin{cases} 0 & OE(KK_{min}) \leq 0.0001 \\ 10 + TE + OE & OE(KK_{min}) > 0.0001 \end{cases} \\
 p_4 &= \begin{cases} 0 & TE(KK_{min}) \leq 0.0001 \\ 10 + TE + OE & TE(KK_{min}) > 0.0001 \end{cases}
 \end{aligned}$$

Die Zielfunktion F berechnet sich nach Gleichung 4.9 aus der Summe der Abstände d_{θ_6} sowie d_{θ_9} und den Straftermen p_1 , p_2 , p_3 sowie p_4 . Die in

Abbildung 4.10 dargestellte kinematische Konfiguration ergibt die maximale Länge für der kinematischen Kette, was zu einer maximalen Länge der drei Schubgelenke d_3 , d_8 und d_{10} führt. Da die kinematische Kette dabei möglichst nah am Körper anliegen soll, ergibt sich für das Drehgelenk θ_1 ein konstanter Winkel von $5,72^\circ$, was ebenfalls der Maximalstellung entspricht. Die Strafterme erhöhen den Wert der Zielfunktion auf einen unrealistisch hohen Wert, falls ZP nur ungenau erreicht wird oder es mit den vom Optimierungsalgorithmus gewählten Segmentlängen nicht möglich ist KK_{min} abzubilden. Dieser Wert muss die maximal mögliche Summe aus den beiden Abständen d_{θ_6} und d_{θ_9} überschreiten. Deshalb wird ein Wert von 10 m gewählt. Zusätzlich wird der aktuelle Positionsfehler TE und Orientierungsfehler OE zwischen ZP und EP zu diesem Wert addiert, um die Suche zu beschleunigen.

In *MATLAB* sind bereits mehrere Optimierungsverfahren implementiert, die auf das vorliegende Problem angewendet werden können. Wichtig für die Auswahl ist, dass die Zielfunktion aufgrund der Verwendung einer Simulation und der Strafterme, nicht stetig differenzierbar ist. Aus diesem Grund kommen nur solche Verfahren in Frage, die den Gradienten der Zielfunktion nicht verwenden. Weiterhin handelt es sich um ein Optimierungsproblem bei dem die Werte der Variablen innerhalb bestimmter aus dem mechanischen Aufbau hervorgehenden Grenzen liegen. *Generalized Pattern Search* (GPS), *Simulated Annealing* (SA) oder der *Genetische Algorithmus* (GA) sind generell dazu geeignet die Zielfunktion zu minimieren.

Für die drei Verfahren gelten die gleichen Abbruchkriterien, um sie miteinander zu vergleichen. Die Optimierung gilt als abgeschlossen, wenn sich der Wert der Zielfunktion innerhalb von 20 Iterationen, bzw. Generationen k nur in sehr geringem Maße verändert ($F_{k+1} - F_k < 0,00001$). Zudem wird jeder Algorithmus fünfmal ausgeführt und dabei innerhalb der Grenzen liegende zufällige Startwerte für die Segmentlängen verwendet, da bei allen Verfahren die Möglichkeit besteht gegen ein lokales Minimum zu konvergieren. Die Dauer der Optimierung bzw. die Anzahl der für die Optimierung

benötigten Funktionsaufrufe und das Ergebnis der Zielfunktion dienen dann als Entscheidungsgrundlage für die Auswahl des Optimierungsalgorithmus. In jedem Funktionsaufruf wird die Inverse Kinematik für KK_{min} und KK_{max} gelöst und der Abstand zur Ellipse sowie der sich daraus ergebende Wert der Zielfunktion berechnet. In Tabelle 4.4 ist für jedes Verfahren jeweils der Durchschnitt aus den fünf Durchläufen für die Laufzeit, die Anzahl der Funktionsaufrufe und das Ergebnis angegeben. Die Hüftbreite entspricht einer Körpergröße von 1,75 m. Alle Verfahren erbringen einen ähnlichen Wert für F , so dass folgend für die Optimierung GPS verwendet wird, da es die geringste Anzahl an Funktionsaufrufen und damit die kürzeste Laufzeit benötigt, um die Zielfunktion zu minimieren.

Tabelle 4.4: Vergleich von drei Optimierungsverfahren zur Optimierung des Mechanismus für das Hüftgelenk.

Verfahren	Funktionsaufrufe	Laufzeit [s]	F [mm]
GPS	180	1990	79,1
GA	2200	27212	79,0
SA	384	4109	80,7

Die Ergebnisse für verschiedene Körpergrößen und den sich daraus ergebenden Hüftbreiten sind in Tabelle 4.5 dargestellt. Die während des Entwurfs gewählten Parameter für die Segmentlängen stehen in der ersten Zeile der Tabelle. Die sich daraus ergebende Gesamtlänge der vier Segmente beträgt 436,7 mm. Wie bereits erwähnt wurde die Konstruktion ursprünglich an das in *Creo* verfügbare Manikin angepasst, welches eine Körpergröße von 1,85 m besitzt. Durch die Optimierung verkürzt sich die Gesamtlänge, also die Summe der vier optimierten Segmentlängen für diese Körpergröße auf 362 mm. Dies entspricht einer relativen Verbesserung von 17,1 % zur Gesamtlänge für die manuell gewählten Segmentlängen. Der Abstand zum Hüftgürtel verringert sich von 96,4 mm auf 80 mm.

Diese Tendenz setzt sich für kleinere Körpergrößen fort. Für einen Benutzer mit einer Körpergröße von 1,55 m wäre beispielsweise eine Gesamtlänge von 330,8 mm optimal, wodurch sich ein Abstand von 76,7 mm zum Hüftgürtel ergibt. Gleichzeitig verringern sich die Ausrichtungsfehler durch die Optimierung. Die Orientierung der Zielpose wird nun auch für KK_{min} und KK_{max} genau, d.h. mit einem Positionsfehler $TE < 0.0001\text{mm}$ erreicht. Insgesamt verbessert die Optimierung das Ergebnis also deutlich, so dass das System mit den optimierten Parametern technisch realisiert werden kann.

Tabelle 4.5: Optimierte Segmentlängen des Mechanismus für das Hüftgelenk.

Größe [m]	S_3 [mm]	S_4 [mm]	S_8 [mm]	S_{10} [mm]	ΣS [mm]	F [mm]
1,85 (manuell gewählt)	99,0	85,4	137,8	114,5	436,7	96,4
1,55	79,7	83,7	87,4	79,9	330,8	76,7
1,65	82,1	83,1	90,9	83,4	339,6	77,8
1,75	86,1	82,9	93,4	89,8	352,7	79,1
1,85	88,7	78,8	96,3	98,5	362,0	80,3

4.3.3 Technische Realisierung

Die Konstruktion des Gelenkmechanismus muss einerseits leicht und kompakt, andererseits aber auch steif und belastbar sein, um die von den Aktuatoren oder dem Menschen eingeleiteten Kräfte und Drehmomente aufzunehmen. Aus diesem Grund besteht die Struktur aus Aluminiumteilen und 3D-gedruckten Teilen aus Acrylnitril-Butadien-Styrol (ABS), die die Zukaufteile wie Lager oder Schubgelenke miteinander verbindet.

Abbildung 4.11 zeigt die über einen Gürtel an der Taille und über eine Beinmanschette am Oberschenkel mit dem Benutzer verbundene Gesamtkonstruktion des Exoskeletts. Das sich an den Gürtel anschließende Drehgelenk

θ_2 besteht aus einer Fest-Los-Lagerung wobei auf beiden Seiten ein einreihiges Rillenkugellager⁷ eingesetzt wird. Dieses Lager besitzt bei einem Außendurchmesser von 30 mm und einem Gewicht von 34 g eine statische Tragzahl von 2,36 kN und wird für alle Drehgelenke des Gelenkmechanismus verwendet. Zudem kann die Position von θ_2 über einen Schraubmechanismus um jeweils 20 mm in proximale und distale Richtung verschoben werden. Das nachfolgende Schubgelenk d_3 besteht aus acht Präzisions-Schienenführungen⁸, wobei die aufzunehmenden Kräfte über Kreuzrollenlager von der sich bewegenden Schiene auf die stehende Schiene übertragen werden und sich deshalb eine für diese Baugröße hohe statische Tragzahl von 5,1 kN ergibt. Im Lineargelenk d_3 sind jeweils zwei Schienenpaare in Reihe geschaltet wodurch sich der Hub von 25 mm pro Schienenpaar auf insgesamt 50 mm verdoppelt.

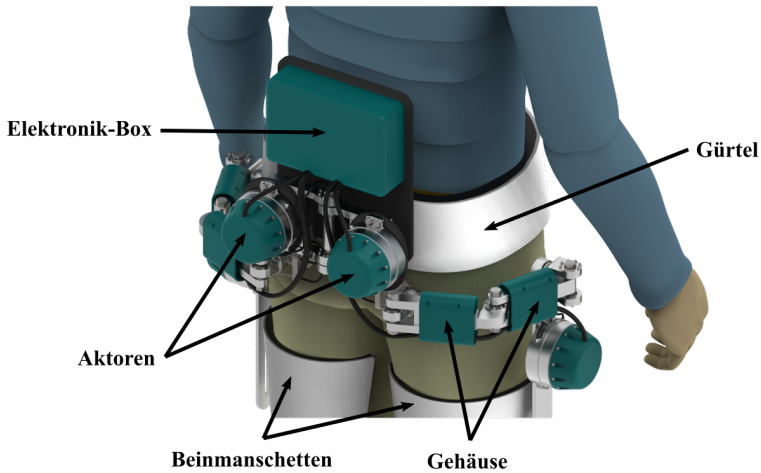


Abbildung 4.11: Gesamtkonstruktion des Hüftexoskeletts, die über einen Gürtel an der Taille und eine Beinmanschette am Oberschenkel mit dem Benutzer verbunden wird (Marquardt 2017).

⁷ 6200-2Z, SKF GmbH, Schweinfurt

⁸ LWRE 3050, SKF GmbH, Schweinfurt

Die Drehgelenke θ_5 und θ_6 werden Aufgrund des begrenzten Bauraums an diesem Teil des Hüftgürtels in einem Kugelgelenk⁹ zusammengefasst, wobei Rotationen um eine Gelenkachse des Kugelgelenks durch mechanische Anschläge stark begrenzt sind. Das Kugelgelenk besitzt eine statische Tragzahl von 28,5 kN und seine Position kann über einen Schraubmechanismus in mediolateraler Richtung vor dem Anziehen des Exoskeletts um 20 mm verändert werden (vgl. Abbildung 4.12b). Die Detailansicht in Abbildung 4.12a zeigt das gekapselte Kugelgelenk und das sich daran anschließende Drehgelenk θ_7 . Zwei Bowdenzüge ermöglichen die Aktuierung der A/A-Achse durch den auf dem Schubgelenk d_3 angebrachten A/A-Aktuator. Die Position hinter θ_1 und d_3 ist erforderlich, da sich sonst der Verlauf der Bowdenzüge bei Auslenkung von θ_2 und d_3 verändern würde.

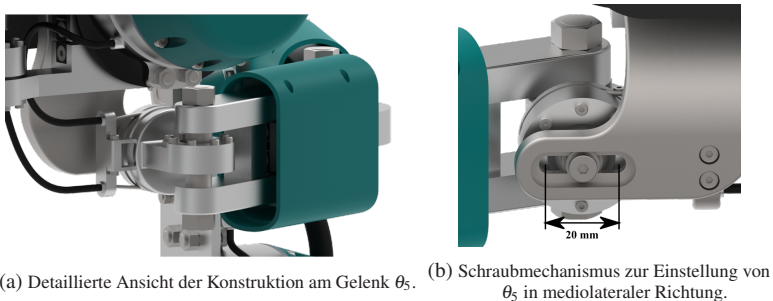


Abbildung 4.12: Detailansichten der Hüftkonstruktion (Marquardt 2017).

Die Gelenke θ_7 bis θ_{11} sollen die sich durch Bewegungen des menschlichen Hüftgelenks ergebenden Mikro-Ausrichtungsfehler ausgleichen und bestehen deshalb aus in Reihe geschalteten Dreh- und Schubgelenken. Zur Realisierung werden die gleichen Bauteile, die schon für die Gelenke θ_2 und d_3 verwendet wurden eingesetzt. Aufgrund des begrenzten Bauraums besteht ein Schubgelenk allerdings nur aus zwei Schienenführungspaaren, so dass sich der maximale Hub im Vergleich zu d_3 auf 25 mm reduziert.

⁹ GEH 10 C, SKF GmbH, Schweinfurt

Um die kinematische Konfiguration der redundanten Kinematik zu definieren, befindet sich an beiden Lineareinheiten eine Schenkelfeder mit einer Federsteifigkeit von 21 N m rad^{-1} , die bei Auslenkung der Gelenke eine Kraft in Richtung der Nullstellung ausübt. Dies hat den Nebeneffekt, dass sich eine parallele Elastizität zur IR/AR-Achse ergibt, die Aufgrund des Winkel- und Drehmomentverlaufs ein unterstützendes Drehmoment während der Standphase um diese Achse generiert. Dieser Effekt tritt bei ca. 10 % und 45 % des Gangzyklus auf, wenn durch die Muskulatur Energie absorbiert wird. Aufgrund des relativ geringen Energiebedarfs während des Gehens um die IR/AR-Achse (maximal $0,15 \text{ W/kg}$), ist eine weitere Aktuierung nicht unbedingt erforderlich.

Das letzte Gelenk des Gelenkmechanismus bildet Rotationen um die menschliche F/E-Achse ab, wobei ebenfalls das bereits erwähnte Rillenkugellager zum Einsatz kommt. Das Gelenk wird durch einen am Oberschenkel platzierten Aktuator über Bowdenzüge angetrieben. Insgesamt bildet die Konstruktion die vorgeschlagene Kinematik exakt ab und erlaubt eine Aktuierung der A/A- und F/E-Achse über Seilzüge. Da für diesen Anwendungsfall keine passenden Aktuatoren am Lehrstuhl verfügbar sind, wurde eine bestehende Konstruktion angepasst.

Aktuator

Die Leistung der Aktuatoren muss gemäß den Anforderungen aus Kapitel 3 ausreichend sein, um bei den minimal geforderten Winkelgeschwindigkeiten ein unterstützendes Drehmoment zu ermöglichen. Deshalb basieren die vorgeschlagenen Aktuatoreinheiten auf den für den humanoiden Roboter *ARMAR-6* entwickelten modularen Antriebseinheiten (Rader u. a. 2017), die hohe Leistungen bei geringem Bauraum erbringen und ein hohes Maß an Integration besitzen. Für die Armstruktur von *ARMAR-6* wurden drei verschiedene Einheiten konstruiert, um die Anforderungen der verschiedenen Armgelenke abzudecken, wobei für das Exoskelett die kleinste Einheit mit

einem maximalen Drehmoment von 64 Nm und einer maximalen Winkelgeschwindigkeit von $178 \text{ }^\circ\text{s}^{-1}$ gewählt wird. Die Antriebseinheiten sind seriell, größtenteils direkt auf der von ihnen angetriebenen Bewegungsachse im Roboterarm angeordnet. Die Leitungen für den Datenbus und die Energieversorgung werden über einen Schleifring durch die Einheiten hindurchgeführt, um ein Verdrehen der Kabel zu verhindern. Eine Anordnung der Aktuatoren direkt auf der A/A- und F/E-Achse des Exoskeletts würde allerdings den Bauraum in Richtung posterior und dorsal stark erhöhen, so dass möglichst flache, am Rücken und Oberschenkel des Benutzers angebrachte, Aktuatoren für dieses System von Vorteil sind.

Deshalb wurde der Schleifring aus dem Aktuator entfernt und der dadurch entstehende Hohlraum genutzt, um die antriebsseitige Lagerung¹⁰ innerhalb der Hohlwelle zu platzieren (vgl. Abbildung 4.13). Ein größerer Innendurchmesser des abtriebsseitigen Kreuzrollenlagers¹¹ ermöglicht zudem den *Flex Spline* des Spannungswellengetriebes¹² (*Harmonic Drive Getriebe*) innerhalb des abtriebsseitigen Lagers zu platzieren, wodurch sich zwar der Gesamtdurchmesser der Einheit erhöht aber die Länge reduziert. Auf der Abtriebsseite des *Harmonic Drive Getriebes* befindet sich eine Seilrolle, auf der die durch die *Bowdenzüge* verlaufenden Stahlseile (Durchmesser 1,2 mm) ab- bzw. aufgerollt werden. Zudem ist eine Positionsmessung sowohl antriebs- als auch abtriebsseitig über einen Relativ-¹³ bzw. Absolutencoder¹⁴ mit Auflösungen von 12 Bit bzw. 19 Bit möglich. Das vom Aktuator auf das Gelenk eingeleitete Drehmoment und die Winkelgeschwindigkeit kann über den radialen Abstand des Seils zur A/A- bzw. F/E-Achse auf die Anforderungen der jeweiligen Gelenke abgestimmt werden. An beiden Gelenken wurde dafür der minimale Abstand gewählt, der konstruktionsbedingt möglich ist, so dass sich an beiden Achsen eine Übersetzung von 1 : 1,33 ergibt.

¹⁰ 699 2Z VA, SBN Wälzlager GmbH & Co. KG, Schönenberg-Kübelberg

¹¹ RA6008, THK GmbH, Ratingen

¹² CSD 20 160 BB, Harmonic Drive AG, Limburg/Lahn

¹³ AS5306, ams AG, Premstaetten (Österreich)

¹⁴ AKSIM MBA7 C42, RLS Merilna tehnika d.o.o., Komenda (Slovenien)

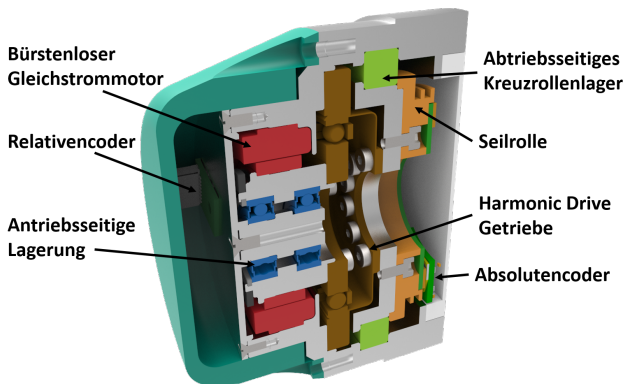


Abbildung 4.13: Aktuator, der über Stahlseile die A/A- und F/E-Achse des Hüftgelenks antreibt.

Um die Größe des Aktuators noch weiter zu reduzieren, werden zur Messung der Seilkraft zwei piezoelektrische Zug-Druckkraftsensoren¹⁵ in den Stahlseilen, anstatt die im ursprünglichen Aktuator vorgesehenen Dehnungsmessstreifen an der Hohlwelle, genutzt. Durch die konstruktiven Veränderungen erhöht sich der Außendurchmesser des Aktuators von 83 mm auf 88 mm, allerdings sinkt dafür die Gesamtlänge von 119,4 mm auf 55 mm.

4.3.4 Ergebnisse der technischen Realisierung

Dieser Abschnitt stellt die Leistungsfähigkeit der Konstruktion den Anforderungen gegenüber. Dies soll zeigen, ob der Prototyp die Anforderungen hinsichtlich des Bewegungsraums, dem übertragbaren Drehmoment und maximalen Winkelgeschwindigkeiten erfüllt. Da die Konstruktion auf den Simulationsergebnissen aus Abschnitt 4.3.2 beruht und die in der Simulation verwendeten Arbeitsbereiche der Gelenke realisiert wurden, erreicht das Hüftgelenk die geforderten Bewegungsräume genau oder überschreitet sie. Zudem stellt Tabelle 4.6 die Ergebnisse den Anforderungen gegenüber. Hieraus ist ersichtlich, dass die gewählte Übersetzung von 1 : 1,3 zwischen der Seilrolle

¹⁵ FMT6, TE Connectivity Ltd., Schaffhausen (Schweiz)

des Aktuators und der Seilrolle am Gelenk benötigt wird um den Anforderungen an die maximale Winkelgeschwindigkeit um die Gelenkachsen gerecht zu werden. Das dabei erzeugte Drehmoment von 48 Nm ermöglicht es, eine 79 kg schwere Person mit über 50 % des während des Gehens benötigten Drehmoments zu unterstützen.

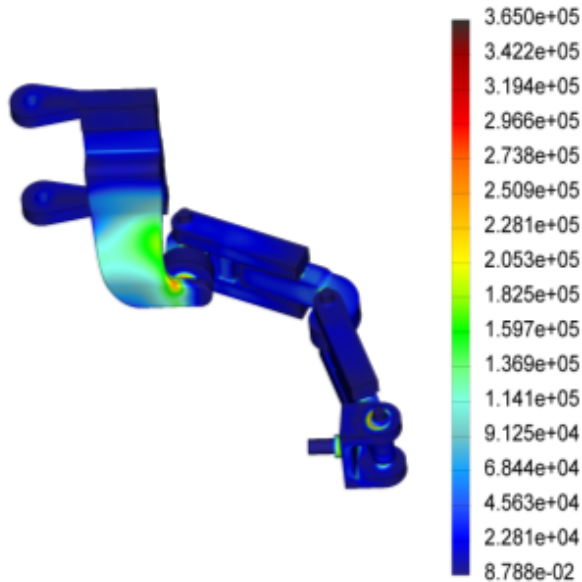


Abbildung 4.14: Aus der FEM-Analyse resultierende *Mises- Vergleichsspannungen* in MPa bei maximaler Belastung des Gelenkmechanismus (Beil u. a. 2017, © 2017 IEEE).

Die Belastbarkeit des Exoskeletts wurde mit der *Finite-Elemente-Methode* (FEM) ermittelt. Dabei wird zunächst die Annahme getroffen, dass jedes Bauteil aus Aluminium 7050 gefertigt ist. Simuliert wurde der Fall, dass der Benutzer dem Exoskelett bei voller Aktuatorkraft entgegenwirkt und somit eine Bewegung unterbindet. Der Aktuator ist nicht selbsthemmend. Induziert der Benutzer ein Drehmoment welches größer als das maximale Drehmoment des Aktuators ist, führt dies zu einem Rückwärtsdrehen des Aktuators.

In der Simulation wurde daher das maximal mögliche Drehmoment (48 Nm am A/A-Gelenk und F/E-Gelenk) um die entsprechenden Gelenkachsen aufgeprägt. Die daraus resultierende maximale *Mises-Vergleichsspannung* beträgt 365 MPa bei einer maximalen Verschiebung von ZP von 12,69 mm. Abbildung 4.14 zeigt, dass sich an den Achswellen und den Verbindungsstücken zwischen dem Schubgelenk d_3 und θ_6 die größten Spannungen ergeben. Diese Bauteile müssen daher aus einem belastbareren Material als Aluminium, z. B. Stahl produziert, werden. Für alle anderen Bauteile kann je nach Maximalspannung entweder Aluminium 7050 oder das beim 3D-Druck verwendete ABS zum Einsatz kommen. Mit dieser Materialauswahl ergibt sich ein Gewicht von 5 kg für die Konstruktion inklusive der Aktuatoren, allerdings ohne die am Rücken angebrachte Elektronik.

4.3.5 Zusammenfassung

Insgesamt erfüllt die Kinematik die Anforderungen hinsichtlich des Bewegungsraums sowie der Aktuierbarkeit und richtet das Gelenkrotationszentrum des Exoskeletts automatisch auf das GRZ des menschlichen Gelenks aus. Diese Eigenschaften wurden im Prototyp abgebildet. Damit stellt dieses System nach Wissen des Autors, den ersten Gelenkmechanismus für das Hüftgelenk dar, der diese Anforderungen, also eine automatische Ausrichtung der Gelenkachsen bei gleichzeitiger Aktuierung der A/A- und F/E-Achse, erfüllt. Der Platzbedarf am Oberschenkel bleibt dabei relativ gering, was für die Realisierung eines zweibeinigen Exoskeletts vorteilhaft ist. Gleichzeitig können die Segmentlängen des Mechanismus optimiert und dadurch das Gewicht, die Belastung auf die Bauteile und der Abstand zum Hüftgürtel des Benutzers im Vergleich zu den manuell gewählten Segmentlängen reduziert werden. Ob sich die in der Simulation erzielten Ergebnisse auch in Experimenten bestätigen, wird in Abschnitt 4.6 überprüft.

Tabelle 4.6: Ergebnisse für den Gelenkmechanismus des Hüftgelenks.

	A/A-Achse	IR/AR-Achse	F/E-Achse
Gelenkwinkel [°]	Anforderung	13, 4/8, 83	10, 5/13, 6
	Ergebnis	30/12, 6	13, 8/13, 8
max. Drehmoment (79 kg) [Nm]	Anforderung	86, 7	0
	Ergebnis	48	0
Winkelgeschw. [rad s ⁻¹]	Anforderung	1, 14/0, 95	0
	Ergebnis	4, 1	0
Körpergröße [m]	Anforderung	1, 54...1, 86	
	Ergebnis	1, 55...1, 85	
Gewicht [kg]	5		

4.4 Das Wälzkontaktgelenk als Gelenkmechanismus für das Kniegelenk

Das als Synovialgelenk ausgebildete menschliche Kniegelenk stellt aufgrund seiner Flexibilität eine große Herausforderung für die Entwicklung von Gelenkmechanismen dar. Wie in Kapitel 2 ausgeführt sind deshalb alle Ansätze, bei denen eine gute kinematische Kompatibilität im Fokus der Entwicklung steht, kinematisch nicht-äquivalent zum menschlichen Körper aufgebaut. So sollen die sechs Bewegungsfreiheitsgrade des menschlichen Kniegelenks teilweise oder vollständig abgebildet werden. Dies hat den Vorteil, dass einzelne Bewegungsfreiheitsgrade bestimmten mechanischen Gelenken zugeordnet werden können. Allerdings erschwert solch eine Gelenkanordnung die Aktuierung und wirkt sich negativ auf den Bauraum des Mechanismus aus. Deshalb wird in der dieser Arbeit ein kinematisch äquivalenter Ansatz untersucht, bei dem die sechs Bewegungsfreiheitsgrade des Kniegelenks durch ein sogenanntes Wälzkontaktgelenk (*Rolling Contact Joint*, kurz RCJ) abgebildet werden. Grundsätzlich rollen bei einem Wälzkontaktgelenk zwei Körper aufeinander ab, so dass sich das Gelenkrotationszentrum (GRZ) entlang der Oberfläche des Körpers bewegt, auf dem der zweite Körper abrollt. Aufgrund dieser Eigenschaft, die ebenfalls für alle Synovialgelenke des menschlichen Körpers gilt, wird dieser Gelenktyp bereits in Handprothesen (Kim u. a. 2016), Roboterhänden (Collins 2003) oder anderen technischen Anwendungen (Mun u. a. 2004, Montieth u. a. 2011, Nelson u. a. 2016) verwendet. Den bisherigen Entwicklungen ist gemeinsam, dass sie nur Rotationen in einer Ebene bei gleichzeitiger Verschiebung des GRZ entlang der in dieser Ebene verlaufenden Achsen ermöglichen. Dieser Bewegungsumfang ist für einen kinematisch kompatiblen Kniegelenkmechanismus eines Exoskeletts allerdings nicht ausreichend, so dass folgend eine Erweiterung des Wälzkontaktgelenks um weitere Bewegungsfreiheitsgrade beschrieben wird. Die Entwicklung folgt dabei der zuvor angewendeten prinzipiellen Vorgehensweise. Dieser Abschnitt beginnt also mit der Beschreibung der

Kinematik des Wälzkontaktgelenks. Folgend werden die Simulationen, die technische Umsetzung der Simulationsergebnisse und die Eigenschaften des Prototyps beschrieben. Tabelle 4.7 fasst die Anforderungen an den Gelenkmechanismus für das Kniegelenk zusammen. Da bisher noch kein Exoskelett existiert, das sich bei einem kleinen Bauraum automatisch auf alle sechs Bewegungsfreiheitsgrade des Kniegelenks ausrichtet, wird dies als Wunschforderung in die Anforderungsliste aufgenommen.

Tabelle 4.7: Anforderungen an den Gelenkmechanismus für das Kniegelenk nach Kapitel 3 (FF: Feste Anforderung, WF: Erwünschte Anforderung).

Eigenschaft	Wert	Anforderung
Rotatorische Freiheitsgrade	3	FF
Translatorische Freiheitsgrade	3	WF
Bewegungsumfang	entspr. Tab. 3.1	FF
Aktuierte Bewegungsfreiheitsgrade	1 (F/E)	FF
Drehmoment	entspr. Tab. 3.2	FF
Körpergröße der Benutzer [m]	1,54 ··· 1,86	FF

4.4.1 Imitation der menschlichen Kniegelenkskinematik

Dieser Abschnitt stellt zunächst die Kinematik des vereinfachten, bisher in der Literatur eingesetzten Wälzkontaktgelenk vor, bei dem eine Drehung in einer Ebene und damit verbundene Verschiebungen des GRZ in der Ebene auftreten. In Abbildung 4.15a rollt der Zylinder mit Radius r_2 auf dem Zylinder mit Radius r_1 ab. Dieses Verhalten kann ersatzweise durch die zwei Stäbe S_1 und S_2 beschrieben werden, wobei S_1 im Mittelpunkt des stehenden Zylinders über ein Drehgelenk (F/E_1) gelagert, in der Bildebene rotieren kann und die Länge $r_1 + r_2$ besitzt. Am Ende von S_1 , also im Mittelpunkt des abrollenden Zylinders ist der zweite Stab S_2 ebenfalls über ein Drehgelenk (F/E_2) mit S_1 verbunden. Die von S_2 ausgeführte Rotation in der Bildebene ergibt sich damit als Summe der beiden Winkel α_1 und α_2 . Aus

geometrischen Beziehungen ergibt sich zudem eine Abhängigkeit der Winkel zu den Zylinderradien:

$$\alpha_2 = \frac{r_1 \cdot \alpha_1}{r_2}. \quad (4.10)$$

Dies bedeutet, dass die Ersatzkinematik zwar aus zwei Drehgelenken besteht, deren Rotationen aber über das Verhältnis der Zylinderradien gekoppelt sind. Da sich das GRZ des Gelenks zudem immer im Berührungspunkt der beiden Zylinder befindet, kann dessen Verlauf durch die Wahl der Radien abhängig vom Rotationswinkel von S_2 beeinflusst werden (vgl. Abbildung 4.15a). Durch eine gute Wahl der beiden Zylinderradien ist es damit auch möglich, die Trajektorie des GRZ des menschlichen Kniegelenks näherungsweise mit dem Gelenk abzubilden.

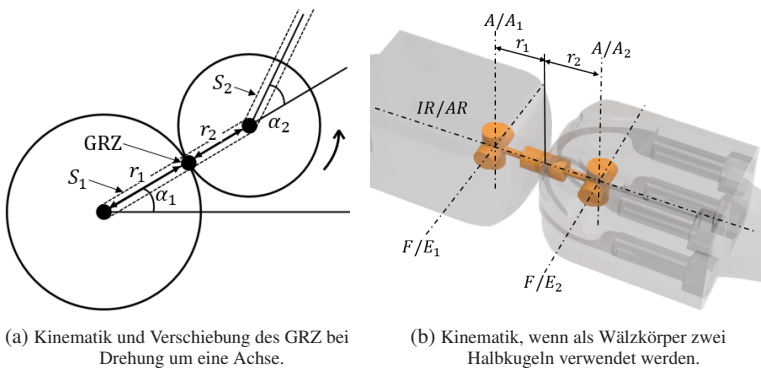


Abbildung 4.15: Schematisches Modell des Wälzkontaktgelenks für den 2D- und 3D-Fall.

Wie in Kapitel 2.1 beschrieben, besitzt das Knie außer einem Bewegungsfreiheitsgrad für Flexionsbewegungen zusätzliche Bewegungsfreiheitsgrade, die Rotationen und Abduktions- bzw. Adduktionsbewegungen ermöglichen. Um diese Bewegungen über das Wälzkontaktgelenk abzubilden, werden die Kontaktpartner als Halbkugeln modelliert, was ein Abrollen um die A/A-Achse ermöglicht. Abbildung 4.15b zeigt die sich daraus ergebende Ersatzkinematik, welche sich im Vergleich zum vorher betrachteten Fall

um die Drehgelenke A/A_1 , A/A_2 und IR/AR erweitert. Wird das Gelenk um die Achse A/A_1 um den Winkel β_1 und um die Achse A/A_2 um den Winkel β_2 ausgelenkt, ergeben sich für die beiden Winkel ebenfalls die in Gleichung 4.10 beschriebenen Abhängigkeiten von den Radien r_1 und r_2 .

Das GRZ des menschlichen Kniegelenks migriert aufgrund der elliptischen Ausprägung von Tibia und Femur auf einer Evolute, also auf einer schraubenförmigen Bahn wobei der Sehnen- und Bandapparat große Verschiebungen verhindert. Eine elliptische Ausprägung der Wälzkörper ist aus technischer Sicht problematisch, da sich mit den verändernden Radien r_1 und r_2 und dem sich damit variierenden Abstand der Rotationszentren der Wälzkörper auch die Länge der sie verbindenden Elemente ändern müsste, damit das Gelenk nicht blockiert. Aufgrund der hohen Kräfte und Drehmomente im Kniegelenk eignen sich beispielsweise Stahlseile für die Verbindung, da sie vergleichsweise hohe Kräfte übertragen können. Diese sind allerdings nur begrenzt elastisch dehnbar. Deshalb werden in dieser Arbeit nur kugelförmige Wälzkörper betrachtet und dabei geringe Ausrichtungsfehler der korrespondierenden Mensch-Exoskelett-Achsen toleriert. Da der Gelenkmechanismus außerhalb des menschlichen Körpers positioniert ist, ergeben sich weiterhin Ausrichtungsfehler zur menschlichen A/A - und IR/AR -Achse. Die Quantifizierung dieser Fehler ist über die Simulation möglich, so dass ausgehend von den Simulationsergebnissen eine Änderung der mechanischen Konfiguration oder der geometrischen Parameter in Erwägung gezogen werden kann.

Zudem ist die Rotationsreihenfolge der kinematischen Kette nicht invariant, d.h. dass sich Unterschiedliche Posen ergeben, je nachdem welcher Bewegungsfreiheitsgrad in der Simulation am Anfang der kinematischen Kette steht. Generell ist es durch die Kopplung über die Halbkugeln nur möglich beide Gelenke des A/A - und F/E -Bewegungsfreiheitsgrades gemeinsam zu aktivieren. Eine mögliche Rotationsreihenfolge wäre also beispielsweise $F/E_1, F/E_2, A/A_1, A/A_2, IR/AR$ bzw. zusammengefasst $F/E, A/A, IR/AR$ (vgl. Abbildung 4.15). Zudem ist jede Permutation der drei Gelenkachsen F/E , A/A und IR/AR denkbar. Für die Simulation wird die gleiche

Rotationsreihenfolge wie im Modell nach Grood u. a. (1983), also $F/E, A/A, IR/AR$ verwendet.

4.4.2 Evaluierung und Optimierung in Simulation

Wie für das Hüftgelenk soll in der Simulation zunächst ermittelt werden, wie gut das Wälzkontaktgelenk Bewegungen des menschlichen Kniegelenks abbildet. Dafür wird es mit dem Modell von Grood u. a. (1983) gekoppelt, welches aus einer Kombination von drei Zylindergelenken besteht, die jeweils eine Rotation und eine Translation ausführen können. Das Wälzkontaktgelenk befindet sich in der Ebene ES_{ag} parallel zur Sagittalebene KS_{ag} durch das Kniegelenk (vgl. Abbildung 4.16).

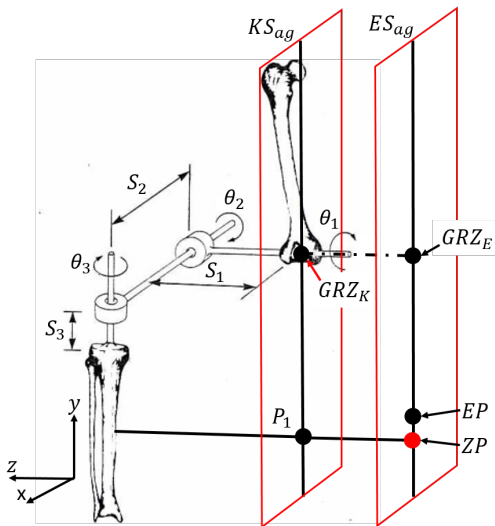


Abbildung 4.16: Kopplung von Gelenkmechanismus für das Kniegelenk mit dem Modell des menschlichen Gelenks (verändert aus Grood u. a. (1983) © 1983 ASME).

Die Mensch-Roboter-Schnittstelle (MRS), die den Gelenkmechanismus mit dem menschlichen Bein verbinden, befinden sich am Ober- und Unterschenkel, wobei in der Simulation angenommen wird, dass sich der Unterschenkel

relativ zum feststehenden Oberschenkel bewegt. Der Kontaktpunkt der MRS am Unterschenkel befindet sich am Punkt P_1 , der Punkt ZP gibt die in die Ebene KS_{ag} projizierte Position von P_1 an. ZP ist also äquivalent zur Simulation des Hüftgelenks, die Zielpose für die inverse Kinematik. Aus einer ersten Prinzipkonstruktion am Manikin ergibt sich ein Abstand von 70 mm zwischen den Ebenen ES_{ag} und KS_{ag} sowie zwischen dem Gelenkrotationszentrum des menschlichen Kniegelenks GRZ_K und P_1 , wobei diese Distanz später auf benutzerspezifische Parameter angepasst werden kann. Das Gelenkrotationszentrum des Wälzkontaktgelenks wird mit GRZ_E bezeichnet, die sich an der MRS ergebende Pose mit EP . Verschieben sich die Gelenkrotationszentren des menschlichen Kniegelenks oder des Wälzkontaktgelenks während der Bewegung, bedingt dies eine Veränderung der Abstände von P_1 zu GRZ_K und von GRZ_E zu EP .

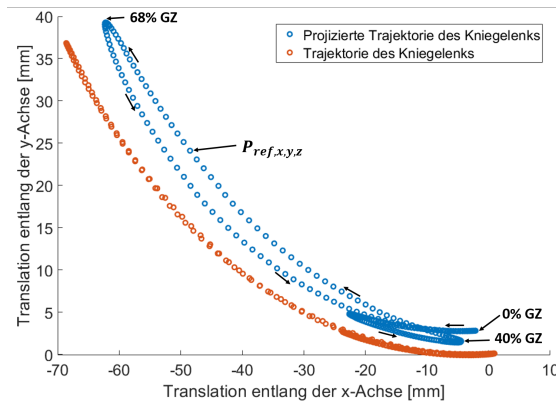


Abbildung 4.17: Projektion der Trajektorie des Gelenkrotationszentrums des menschlichen Kniegelenks von der Ebene KS_{ag} in die Exoskelettebene ES_{ag} .

Die vorwiegend mit dem Exoskelett ausgeführte Bewegung ist das Gehen in der Ebene. Für diese Bewegung existieren mit dem Datensatz von Lafortune u. a. (1992) sehr genaue Messungen der Orientierung und Translation des Unterschenkels relativ zum Oberschenkel, da die optischen Marker direkt an

den Knochen der Probanden fixiert wurden. Dieser Datensatz dient zusammen mit dem Modell von Walker u. a. (1988) (vgl. Abschnitt 2.1) als Grundlage, um Bewegungstrajektorien für die Simulation zu generieren. Aufgrund der unterschiedlichen Form der Wälzkörper im menschlichen Gelenk im Vergleich zum Wälzkontaktgelenk, können Ausrichtungsfehler auftreten. Diese sollen im ersten Schritt quantifiziert und im zweiten Schritt durch eine Optimierung der Kugelradien minimiert werden. Ein Vergleich mit aus der Literatur bekannten Gelenkmechanismen schließt diesen Abschnitt ab.

Durch Projektion der Trajektorie von GRZ_K von der Ebene KS_{ag} in die Exoskelettebene ES_{ag} ergibt sich am Punkt ZP der in Abbildung 4.17 dargestellte Positionsverlauf für einen Doppelschritt. Dieser Verlauf von $P_{ref,x,y,z}$ dient in allen Simulationen als Referenztrajektorie für das Wälzkontaktgelenk. Aus der Abbildung ist erkennbar, dass sich die Trajektorie durch die während des gesamten Doppelschritts auftretende Abduktion in proximale Richtung (entlang der Y-Achse) verschiebt. Gleichzeitig ergeben sich aufgrund von Innen- und Außenrotationen während der Standphase (0–60 %) unterschiedliche Positionen von ZP für den gleichen Flexionswinkel.

Evaluation der Funktionalität

Im ersten Schritt wird das Wälzkontaktgelenk mit den manuell gewählten Kugelradien mit dem Kniemodell gekoppelt, um einen Referenzwert für spätere Simulationen zu erhalten. Die Kugelradien wurden so gewählt, dass sich GRZ_E entsprechend dem Modell von Walker bei einem Flexionswinkel von 65° um 8 mm in distale Richtung verschiebt. Abbildung 4.18 zeigt den Grundlegenden Aufbau der Simulation. Um zukünftig in der Lage zu sein, die Position der MRS in die Simulation miteinzubeziehen, ist das Wälzkontaktgelenk in einem in distale und proximale Richtung frei wählbarem Abstand am Anfang der kinematischen Kette mit dem Femur und am Ende mit der Tibia verbunden. Zusätzlich wurde die kinematische Kette des Gelenkmechanismus um die Schubgelenke IP_x und IP_y erweitert, so dass die Position

des Wälzkontaktgelenks relativ zum Kniegelenk entlang der x - und y -Achse verändert werden kann. Der Position von EP sollte idealerweise während des gesamten Doppelschritts mit der Position von ZP übereinstimmen.

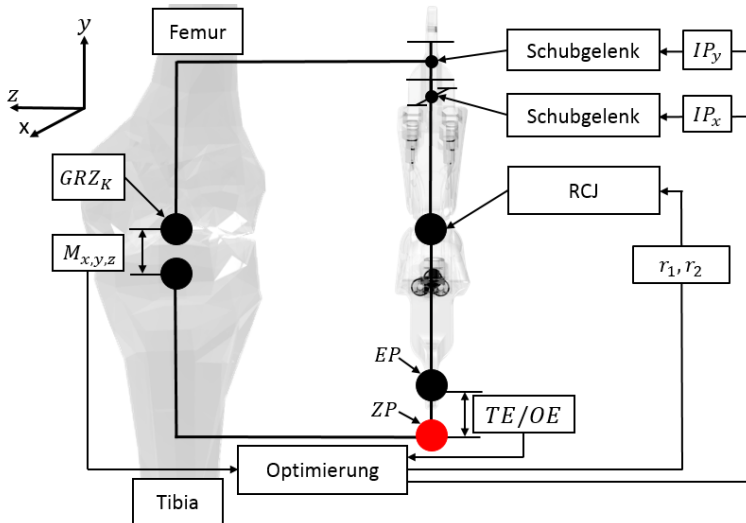


Abbildung 4.18: Grundlegende Struktur der kinematischen Simulation für das Kniegelenk (Verändert aus Beil u. a. 2018b, © 2018 Springer Nature).

Um die kinematische Kompatibilität für das Kniegelenk zu bestimmen, wird die Größe K_K definiert. Sie setzt sich aus dem Ausrichtungsfehler am Kniegelenk in x -, y - und z -Richtung ($M_{x,y,z}$) und der absoluten Differenz zwischen den Werten der Referenztrajektorie $P_{ref,x,y,z}$ von der Position von EP zusammen (vgl. Gleichung 4.11). Die Variable n in Gleichung 4.11 ergibt sich aus der Diskretisierung der Gangtrajektorie in 500 Einzelpunkte, die als Vorgabe für das menschliche Kniegelenk verwendet werden. Die Funktion summiert also den Ausrichtungsfehler M am menschlichen Kniegelenk und den Abstand der aktuellen Position von EP von der Referenztrajektorie über einen Gangzyklus. Durch die Addition der beiden Positionsfehler können indirekt Rückschlüsse auf den Orientierungsfehler zwischen Knie-

und Wälzkontaktgelenk gezogen werden, da Orientierungsfehler zu einem erhöhten Ausrichtungsfehler M führen.

$$\begin{aligned}
 K_K(r_1, r_2, IP_x, IP_y) &= \sum_{n=1}^{500} M_{n,x,y,z} + (P_{n,ref,x,y,z} - EP_{n,x,y,z}) \quad (4.11) \\
 M_{n,x,y,z} &= |M_{n,x}| + |M_{n,y}| + |M_{n,z}| \\
 P_{n,ref,x,y,z} - EP_{n,x,y,z} &= |P_{n,ref,x} - EP_{n,x}| + |P_{n,ref,y} - EP_{n,y}| \quad (4.12) \\
 &\quad + |P_{n,ref,z} - EP_{n,z}|
 \end{aligned}$$

Bei allen nachfolgend beschriebenen Simulationen wird der Gelenkmechanismus zunächst so in der Ebene ES_{ag} platziert, dass die F/E-Achsen von Mechanismus und anatomischen Modell bei Gelenkwinkeln von 0° exakt fluchten. Diese Position kann allerdings während der später durchgeführten Optimierung verändert werden. Bei Verwendung der manuell gewählten Kugelradien ergibt sich für die Funktion K_K ein Wert von 3,8 m bzw. ein durchschnittlicher Wert $K_{K,mean}$ von 0,0076 m pro Simulationsschritt. Abbildung 4.19 stellt den Verlauf der Position in x-, y- und z-Richtung von EP und $P_{ref,x,y,z}$ während eines Gangzyklus dar.

Die Differenz zwischen den entsprechenden Kurven entspricht dem Versatz der MRS am Unterschenkel. Bei großen Flexionswinkeln, also während der Schwungphase, treten die größten Abweichungen in x- und y-Richtung auf, da sich das GRZ des menschlichen Gelenks in dieser Phase stark verschiebt. In y-Richtung beträgt die maximale Distanz zwischen $P_{ref,y}$ und EP_y 11,68 mm bei 68 % des Gangzyklus. Zu diesem Zeitpunkt ist keiner der drei Gelenkwinkel des menschlichen Kniegelenks maximal, allerdings ist die Summe der drei Gelenkwinkel relativ hoch. In z-Richtung ist die Differenz zwischen EP_z und $P_{ref,z}$ aufgrund der relativ geringen Translationen von GRZ_K in mediolaterale Richtung, also entlang der Z-Achse am geringsten. Die durchschnittliche Abweichung in der x-, y- und z-Richtung betragen 2,5 mm, 4,1 mm sowie 0,1 mm während eines Gangzyklus.

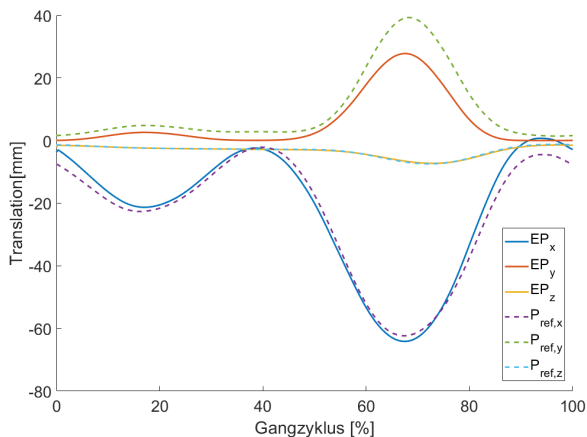


Abbildung 4.19: Vergleich zwischen der Referenztrajektorie ($P_{ref,x,y,z}$, gestrichelte Linie) und Exoskelettpose ($EP_{x,y,z}$, volle Linie) mit manuell gewählten Kugelradien.

Optimierung des Wälzkontaktgelenks

Zur Optimierung des Gelenkmechanismus wird die Simulation um ein Optimierungsverfahren ergänzt, das die freien Parameter der Funktion K_K , also die Kugelradien r_1 und r_2 sowie die Position von GRZ_E relativ zu GRZ_K über IP_x und IP_y variiert, um K_K zu minimieren. Da bei der Optimierung des Gelenkmechanismus am Hüftgelenk der *Generalized Pattern Search* (GPS) gute Ergebnisse bei kurzer Laufzeit erbracht hat, wird er auch an dieser Stelle verwendet. Durch die Optimierung wird ersichtlich, dass die manuell gewählten Kugelradien deutlich zu groß sind (vgl. Tabelle 4.8). Gleichzeitig sollte das Gelenk zu Beginn der Simulation nicht mit der F/E-Achse des Kniemodells fluchten, sondern in negative x- und y-Richtung verschoben sein. Die Verschiebungen in diese Richtungen werden von den Parametern IP_x und IP_y definiert.

Der Wert von K_K reduziert sich durch die optimierten Parameter auf 2,54 m, bzw. um 40 % gegenüber den manuell gewählten Kugelradien. Dabei verringern sich sowohl der durchschnittliche Abstand zur Referenztrajektorie

TE_{ref} als auch die durchschnittlichen Ausrichtungsfehler direkt am Kniegelenk TE_M (vgl. Tabelle 4.9). Um den Einfluss der Verschiebung durch IP_x und IP_y zu untersuchen, wird eine weitere Simulation durchgeführt, bei der die Position von GRZ_E relativ zu GRZ_K fixiert wird ($IP_x = 0, IP_y = 0$). Diese mechanische Konfiguration wird in Tabelle 4.9 als *Kugelradien optimiert* bezeichnet.

Tabelle 4.8: Optimierte Kugelradien und Positionierung des Wälzkontaktgelenks nach Ausführung des GPS.

Konfiguration	r_1 [mm]	r_2 [mm]	IP_x [mm]	IP_y [mm]
Manuell gewählt	30	30	0	0
Optimiert	11,4	13,1	-3,9	-1,6

Aus der Simulation wird der Einfluss der Positionierung auf K_K , also auf die kinematische Kompatibilität deutlich. Für die Konfiguration *Kugelradien optimiert* beträgt K_K 3,16 m und der Abstand zur Referenztrajektorie verringert sich im Vergleich zu den manuell gewählten Kugelradien nur geringfügig. Allerdings ergeben sich für diese Konfiguration deutlich geringere durchschnittliche Ausrichtungsfehler am Kniegelenk (TE_M).

Tabelle 4.9: Wert der Zielfunktion K_K für verschiedene Wälzkontaktgelenkparameter am Knie.

Konfiguration	K_K [m]	$K_{K,mean}$ [mm]	TE_{ref} [mm]	TE_M [mm]
Manuell gewählt	3,8	7,6	3,9	3,7
Optimiert	2,54	5,1	3,0	2,1
Kugelradien optimiert	3,16	6,3	3,2	3,1

Vergleicht man die jeweiligen Anteile des Abstands zur Referenztrajektorie für die manuell gewählten Parameter *Manuell gewählt* mit den optimierten Parametern *Optimiert*, verringern diese sich hauptsächlich in y-Richtung.

Die sich nach der Optimierung ergebende Bewegungstrajektorie von EP ist in Abbildung 4.20 dargestellt. Durch die Optimierung sinkt der maximale Abstand zu $P_{ref,y}$ auf 4,56 mm, was einer Reduktion um 7,12 mm zu den manuell gewählten Werten entspricht. Zu diesem Zeitpunkt würde sich die MRS also relativ zum Unterschenkel des Benutzers um 4,56 mm in proximale und um 1,93 mm in posteriore Richtung verschieben. Die durchschnittlichen Abweichungen in die x-, y- und z-Richtung, sind mit Werten von 1,3 mm, 0,8 mm sowie 0,1 mm ebenfalls geringer oder gleichwertig.

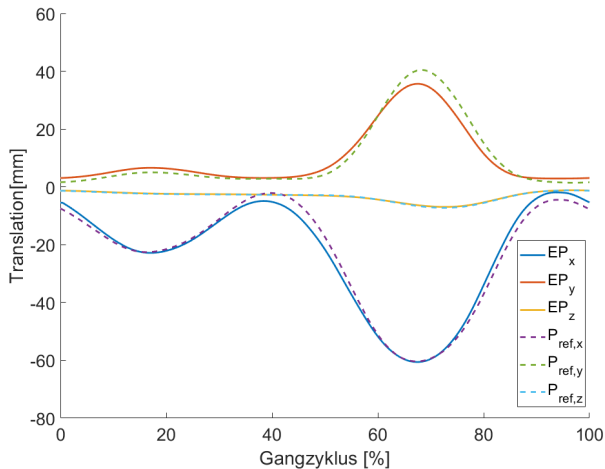


Abbildung 4.20: Vergleich zwischen der Referenztrajektorie ($P_{ref,x,y,z}$, gestrichelte Linie) und der Exoskelettpose ($EP_{x,y,z}$, volle Linie) mit optimierten Parametern am Wälzkontaktgelenk.

Da eine genaue Positionierung des Wälzkontaktgelenks im realen Einsatz nicht immer möglich ist oder das Exoskelett während des Tragvorgangs verrutschen kann, wird folgend untersucht wie sich eine Veränderung der Initialpositionen IP_x bzw. IP_y auf den Wert der Zielfunktion auswirkt. Die Variablen IP_x und IP_y werden deshalb in einem Bereich von $-10 \cdot \cdot 10$ mm um die Nullposition in Schritten von 1 mm verändert und für alle möglichen

Kombinationen aus den beiden Variablen ein Doppelschritt simuliert. Abbildung 4.21 zeigt die sich daraus ergebenden durchschnittlichen Werte der kinematischen Kompatibilität $K_{K,mean}$. Für Verschiebungen in positive x- und y-Richtung steigt $K_{K,mean}$ bis auf einen Wert von 20 mm an, was für den kompletten Doppelschritt zu einem Wert von 9,68 m für die Zielfunktion K_K führt. Gleichzeitig bleibt $K_{K,mean}$ bei Verschiebungen in negative x- und y-Richtung im Bereich von 0 bis -5 mm auf einem niedrigen Niveau. Der maximale Wert beträgt in diesem Bereich 5,76 mm. Die spätere Konstruktion des Prototyps muss deshalb über Mechanismen verfügen, die eine Positionierung des Gelenkmechanismus relativ zur MRS erlauben, wobei die Position des Gelenks so eingestellt werden sollte, dass sich eine Verschiebung in posteriore und distale Richtung zur menschlichen F/E-Achse ergibt.

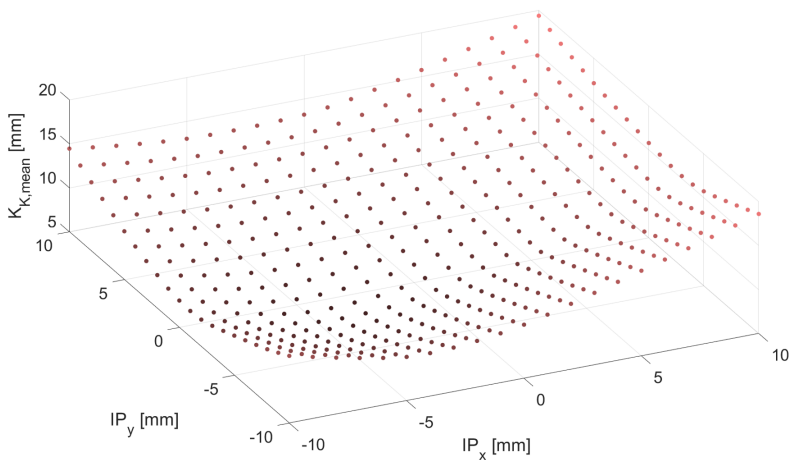


Abbildung 4.21: Durchschnittliche Werte der Zielfunktion ($K_{K,mean}$) für verschiedene Positionen des Wälzkontaktgelenks relativ zum menschlichen Kniegelenk.

Der individuelle Körperbau der Benutzer beeinflusst über den Oberschenkelumfang, die Kniebreite und andere anatomische Besonderheiten z. B. *Genu valgum* (umgangssprachlich X-Beine), den Abstand des Punktes *EP*

von der Ebene KS_{ag} in laterale Richtung, also entlang der z-Achse (vgl. Abbildung 4.16). Gleichzeitig kann der Abstand zwischen der F/E-Achse des Exoskeletts und P_1 in distale Richtung, also entlang der y-Achse über die Konstruktion des Exoskeletts, z. B. durch eine variabel positionierbare MRS, aktiv verändert werden. Deshalb wird die Position von GRZ_E im letzten Optimierungsschritt in laterale sowie distale Richtung verschoben und für jede neue Position eine Optimierung durchgeführt. Die Bezeichnungen der Abstände lauten DZP_z bzw. DZP_y und der minimale Abstand beträgt jeweils 60 mm. Die Abstände werden in Schritten von 5 mm bis auf einen Wert von 100 mm inkrementiert und an jeder sich dadurch ergebenden Position eine Optimierung durchgeführt.

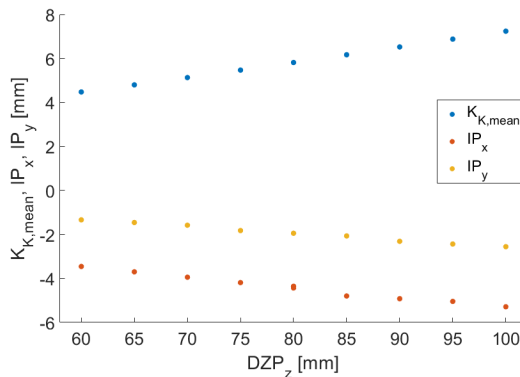


Abbildung 4.22: Durch Verschiebung von ZP auftretende Werte für $K_{K,mean}$ nach Optimierung von IP_x und IP_y .

Die Ergebnisse zeigen, dass sich durch Verschiebungen der MRS in distale Richtung nur sehr geringe Änderungen der Zielfunktion ergeben. Für jede Inkrementierung von DZP_y erhöht sich die Zielfunktion um durchschnittlich 0,0003 m, was einer Veränderung von 0,001 % entspricht. Deutlich größere Auswirkungen hat eine Verschiebung in mediale Richtung, da sich dadurch der Hebelarm der A/A- und IR/AR-Achse zum anatomischen Kniegelenk

erhöht. Diese können durch die Positionierung des Gelenks relativ zum anatomischen Knie teilweise ausgeglichen werden. Abbildung 4.22 zeigt die Veränderung von $K_{K,mean}$, sowie die optimierten Werte für IP_x und IP_y bei Veränderung des Abstands DZP_z .

Die steigenden Werte von $K_{K,mean}$ zeigen, dass das Wälzkontaktgelenk möglichst nah am Kniegelenk positioniert werden sollte. Bei einem Abstand von 60 mm ergibt sich ein durchschnittlicher Wert für $K_{K,mean}$ von 4,47 mm, was einer Reduktion von 13,7 % im Vergleich zu einem Abstand von 70 mm entspricht. Gleichzeitig sollte das Wälzkontaktgelenk mit steigenden Abstand DZP_z weiter in anteriore und distale Richtung verschoben werden.

Vergleich des Wälzkontaktgelenks mit verwandten Arbeiten für das Knie

Bis zu diesem Punkt können noch keine Aussagen darüber getroffen werden, ob das Wälzkontaktgelenk die kinematische Kompatibilität im Vergleich zu anderen Gelenkmechanismen überhaupt verbessert. Deshalb werden im letzten Simulationsschritt aus der Literatur bekannte Gelenkmechanismen mit dem Modell des menschlichen Kniegelenks gekoppelt und die kinematische Kompatibilität, über die bereits bei der Evaluierung des Hüftgelenks verwendete Funktion F_{kin} (vgl. Gleichung 4.8), bestimmt.

Neben dem Wälzkontaktgelenk werden drei weitere mechanische Konfigurationen simuliert. Die erste Konfiguration besteht aus einem Drehgelenk. Diese derzeit häufig in Exoskeletten verwendete mechanische Konfiguration sollte aufgrund der fehlenden Bewegungsfreiheitsgrade für die A/A- und IR/AR-Achse eine schlechtere kinematische Kompatibilität als das Wälzkontaktgelenk besitzen. Die zweite mechanische Konfiguration umfasst alle Gelenkmechanismen, welche die Verschiebung des GRZ in der Sagittalebene abbilden. Diese Mechanismen verfügen beispielsweise über mehrere Drehgelenke mit parallel verlaufenden Drehachsen (vgl. Kim u. a. 2012, Celebi u. a. 2013, Choi u. a. 2016), ermöglichen allerdings nur Rotationen um die anatomische F/E-Achse. Die dritte mechanische Konfiguration besteht aus dem

IT-Knee (Saccares u. a. 2016). Dieses verfügt über zwei gekoppelte Parallelogramme, die eine automatische Ausrichtung auf die menschliche F/E-Achse gewährleisten sollen. Zusätzlich ermöglicht ein Kardangelenke am Ende der kinematischen Kette Rotationen um die A/A und IR/AR-Achse. Die Gelenkmechanismen aus der Literatur werden in der Simulation so in der Ebene ES_{ag} positioniert, dass die korrespondierenden F/E-Achsen von Mechanismus und menschlichem Kniegelenk in der Nullstellung des menschlichen Kniegelenks (die Auslenkung um alle Gelenkachsen beträgt 0°) coaxial verlaufen. Die Ergebnisse der Simulation mit den verschiedenen Gelenkmechanismen sind in Tabelle 4.10 dargestellt.

Tabelle 4.10: Orientierungs- und Positionsfehler während eines Doppelschritts für verschiedene mechanische Konfigurationen am Kniegelenk.

Mechanische Konfiguration	F_{kin}	F_{TE}	F_{OE}	K_K [m]	$\varnothing TE$ [mm]	$\varnothing OE$ [°]
<i>Fix</i>	1	0,5	0,5	19,88	26,0	20,3
Drehgelenk	0,43	0,25	0,18	8,02	10,5	3,8
F/E-Achse ausgerichtet	0,39	0,21	0,18	3,99	4,6	3,8
IT-Knee	0,15	0,15	0	2,70	3,7	0
Wälzkontaktgelenk	0,13	0,13	0	2,54	3,0	0

Zusätzlich zu den Größen F_{kin} , F_{TE} und F_{OE} , sind die Werte der kinematischen Kompatibilität K_K , TE und OE in der Tabelle angegeben. Bei der fixierten Konfiguration beträgt K_K 19,88 m. Durch das Einfügen eines Drehgelenks ergibt sich eine deutliche Verbesserung. Der Wert von F_{kin} verringert sich auf 0,43 und setzt sich zu etwa gleichen Teilen aus F_{OE} und F_{TE} zusammen. Wird zusätzlich das GRZ in der Sagittalebene auf die F/E-Achse ausgerichtet, reduziert sich der Wert von F_{TE} relativ zum Drehgelenk um weitere 16 % auf 0,21.

Die Kinematik des *IT-Knee* ist der des Wälzkontaktgelenks sehr ähnlich, allerdings befinden sich die Gelenke für Abduktionsbewegungen in einem größeren Abstand zum Kniegelenk als beim Wälzkontaktgelenk. Die zwei gekoppelten Parallelogramme richten die F/E-Achse des Gelenks sehr genau auf die menschliche F/E-Achse aus, so dass sich der Positionsfehler in der Ebene ES_{ag} verringert. Allerdings steigt der Positionsfehler in laterale Richtung aufgrund des größeren Hebelarms zur A/A- und IR/AR-Achse im Vergleich zum Wälzkontaktgelenk an. Für die Funktion F_{kin} ergibt sich deshalb für das *IT-Knee* ein geringfügig höherer Wert als für das Wälzkontaktgelenk. Da beide Gelenkmechanismen die Rotationen von allen anatomischen Achsen abbilden, ergeben sich keine Orientierungsfehler.

Insgesamt besitzt das Wälzkontaktgelenk in der Simulation eine verbesserte oder vergleichbare kinematische Kompatibilität als die komplexer aufgebauten, größeren Mechanismen aus der Literatur. Allerdings ist die Positionierung der Gelenkmechanismen relativ zum menschlichen Kniegelenk in der Simulation immer optimal. In der Realität kann das Exoskelett beispielsweise verrutschen oder beim Anziehen falsch positioniert werden. Ändert sich die Position ausschließlich in der Sagittalebene, wird dies von den Mechanismen mit ausgerichteter F/E-Achse in gewissem Maße kompensiert. Für das Wälzkontaktgelenk verringert sich die kinematische Kompatibilität in diesem Fall. Eine Verschiebung in laterale Richtung würde dagegen die kinematische Kompatibilität der Mechanismen mit ausgerichteter F/E-Achse stärker verringern als für das Wälzkontaktgelenk. Eine experimentelle Evaluation der Gelenkmechanismen ist deshalb sehr wichtig und wird für das Wälzkontaktgelenk in Kapitel 4.6 durchgeführt.

4.4.3 Technische Realisierung für das Kniegelenk

Um einen möglichst großen Gestaltungsspielraum bei der konstruktiven Realisierung der Wälzkörper zu ermöglichen, sollen diese in einem 3D-Druckverfahren gefertigt werden. Die Halbkugeln besitzen die Radien, die

über die Optimierung ermittelt wurden und sind über Seile miteinander verbunden. Nach ersten Erprobungen müssen diese Seile aus einem Material mit guter Festigkeit bestehen, da die eingeleiteten Kräfte sehr hoch sind. Deshalb werden Stahlseile mit einem Durchmesser von 1,2 mm verwendet. Abbildung 4.23 stellt die fertige Konstruktion des Gelenks, ohne Aktuator dar. Die Wälzkörper sind weiß eingefärbt, die Stahlseile rot und alle Zukaufteile, also die Einstellschrauben und Profillaufrollen silbrig. Die beiden Stahlseile werden folgend mit StS_1 und StS_2 bezeichnet.

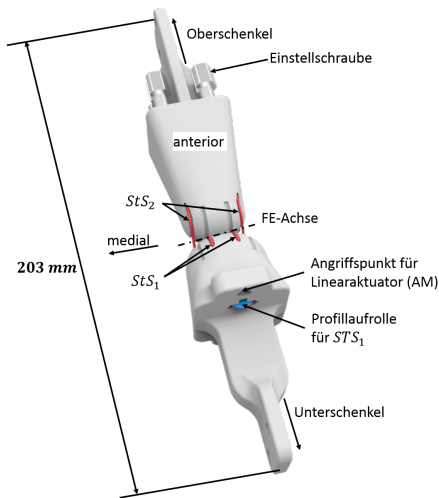


Abbildung 4.23: Konstruktion des Wälzkontaktgelenks für das Kniegelenk.

StS_2 beginnt bei der Einstellschraube auf der anterioren Seite, verläuft durch den Oberschenkelseitigen Wälzkörper, kreuzt dann die F/E-Achse des Gelenkmechanismus, verläuft posterior durch den Unterschenkelseitigen Wälzkörper und tritt an dessen distalen Ende, aus diesem aus. Am Austrittspunkt befinden sich zwei Profillaufrollen¹⁶ über die StS_2 um 180° umgelenkt und durch den Unterschenkelseitigen Wälzkörper wieder Richtung F/E-Achse geführt wird.

¹⁶ LFR 3/9ZZ, MTO & Co. AG, Vilters-Wangs (Schweiz)

Nachdem die F/E-Achse ein zweites Mal vom Seil gekreuzt wird, endet das Seil in der vom Startpunkt aus gesehen medial liegenden Einstellschraube. Diese Anordnung erlaubt ein Abrollen um die F/E-Achse bei gleichbleibender Seillänge. Dies gilt theoretisch allerdings nicht bei Rotationen um die anderen beiden Bewegungsachsen die eine Verlängerung der Stahlseile verursachen würden. Die Profillaufrollen kompensieren dies. Bei einer Rotation um die A/A-Achse, also einer Verdrehung des unterschenkelseitigen Wälzkörper in laterale Richtung, verkürzt sich der lateral verlaufende Teil von StS_2 wohingegen sich der medial verlaufende Teil verlängert. Dies gilt auch für Rotationen um die IR/AR-Achse wobei sich die Stahlseile zusätzlich um den Rotationswinkel verdrillen müssen. Die Stahlseile sind in vier parallel über die Kugelfläche verlaufenden Nuten geführt um ein seitliches verrutschen zu verhindern. Zudem ist es möglich, an der anterioren und posterioren Seite des unterschenkelseitigen Wälzkörper einen Linearaktuator anzubringen, der die F/E-Achse antreibt. Das Wälzkontaktgelenk wurde in den, in Abbildung 4.24 dargestellten Prototypen integriert.

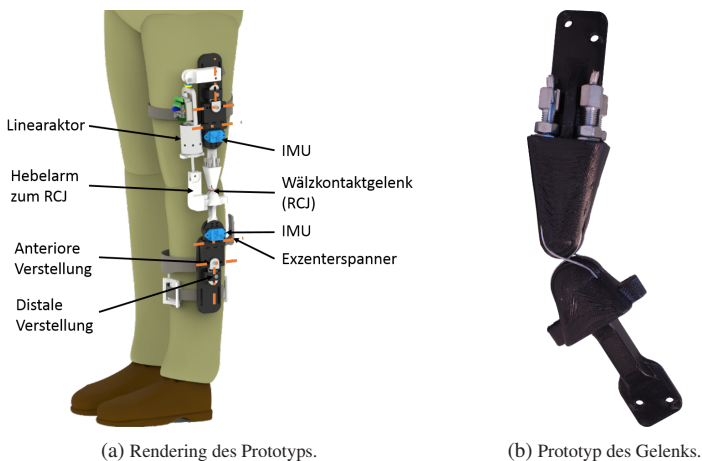


Abbildung 4.24: Exoskelett mit integriertem Wälzkontaktgelenk für das Kniegelenk.

Die Aktuierung der F/E-Achse erfolgt mit dem nicht-elastischen Linearaktuator des *KIT-EXO-1*, der über ein Verbindungsteil mit dem unterschenkelseitigen Wälzkörper verbunden ist. Das Verbindungsteil erhöht den Hebelarm zur Achse und verhindert bei großen Flexionswinkeln eine Kollision des Aktuators mit dem Gelenk. Um die Position des mit dem menschlichen Unterschenkel verbundenen Teils der Konstruktion, relativ zum Oberschenkel zu bestimmen, sind zwei inertielle Messeinheiten (IMU)¹⁷ am jeweiligen Teil des Wälzkontaktgelenks vorgesehen. Eine Anpassung an den individuellen Körperbau des Benutzers ist über zwei passive Schub- und ein Drehgelenk pro Segment möglich, deren Achsen durch orangefarbene Mittellinien in Abbildung 4.24a gekennzeichnet sind. In distale und anteriore Richtung sind Verstellwege bis zu 50 mm möglich, wobei die Position durch eine Schraube fixiert wird. Um das Exoskelett parallel zur Sagittalebene des Benutzers auszurichten ist es möglich, das Wälzkontaktgelenk über zwei durch Exzenterspanner fixierbare Gelenkachsen gegenüber der restlichen Struktur zu verkippen. Diese Einstellmöglichkeit ist erforderlich, da sich der Durchmesser des Oberschenkels zum Knie hin verringert und sich deshalb ein unnötig hoher Abstand zwischen Wälzkontaktgelenk und Kniegelenk einstellt, wenn die Struktur des Prototyps dauerhaft parallel zur Sagittalebene verläuft. Während des Anziehvorgangs sind die passiven Gelenke nicht fixiert, so dass der Gelenkmechanismus auf die F/E-Achse des Benutzers ausgerichtet werden kann. Dieser befestigt die Riemen am Ober- und Unterschenkel, führt einige Schritte aus, bis sich der Mechanismus richtig positioniert hat und fixiert dann die Positionen der passiven Gelenkachsen.

4.4.4 Ergebnisse der technischen Realisierung

Der zuvor beschriebene Prototyp wurde zunächst hinsichtlich seiner technischen Eigenschaften evaluiert. Aus Versuchen ergeben sich die maximal möglichen Gelenkwinkel und die Spannungs-Dehnungs-Relation der

¹⁷ BNO055, Robert Bosch GmbH, Stuttgart

verwendeten Seile. Diese werden dazu verwendet die Steifigkeitsänderung des Mechanismus bei Abduktion zu berechnen. Zudem wird das maximale durch den Aktuator aufgebrauchte Drehmoment berechnet, und mit dieser Belastung eine Festigkeitsanalyse durchgeführt. Ein Vergleich zwischen den Abmaßen des Prototyps und den aus der Norm bekannten Segmentlängen des menschlichen Ober- und Unterschenkels schließt diesen Abschnitt ab.

Bewegungsraum des Wälzkontaktgelenks

Zur experimentellen Evaluierung der maximal möglichen Gelenkwinkel des Wälzkontaktgelenks wurde ein mit IMUs bestückter Prototyp des Gelenks am Oberschenkel seitigen Ende fest eingespannt und der Unterschenkel seitige Teil händisch ausgelenkt, bis ein deutlicher mechanischer Widerstand spürbar war. Dabei werden die Stahlseile so vorgespannt, dass sich die Wälzkörper gerade berühren.

Für Auslenkungen um die F/E-Achse tritt ein Widerstand erst auf, wenn die beiden Wälzkörper bei einem Winkel von 138° kollidieren. Um die IR/AR-Achse kollidieren die Stahlseile ab einem Winkel von $\pm 34^\circ$. Bei Auslenkung um die A/A-Achse steigt die Steifigkeit mit dem Auslenkungswinkel deutlich an. Bei einem Winkel von $\pm 19,5^\circ$ ist eine weitere Auslenkung nur mit erheblichem Kraftaufwand möglich.

Variable Elastizität des Wälzkontaktgelenks bei Abduktionsbewegungen

Die Steifigkeit um die A/A-Achse hängt von der Vorspannung der Stahlseile ab. Bei Rotation um die A/A-Achse verschiebt sich das GRZ in mediolaterale Richtung, was in Bezug auf die Seillänge nicht von den Profillaufrollen ausgeglichen werden kann. Das durch die Seildehnung hervorgerufene Drehmoment muss deshalb ermittelt werden, um negative Effekte auf das Knie des Benutzers oder den Energiebedarf auszuschließen. Dafür wird die Verschiebung der Punkte P_1 bis P_8 in der Simulation bestimmt und jeweils der

Betrag der Distanz zwischen den Punkten ($DP_{1,2}, DP_{3,4}, DP_{5,6}, DP_{7,8}$) über die euklidische Norm berechnet.

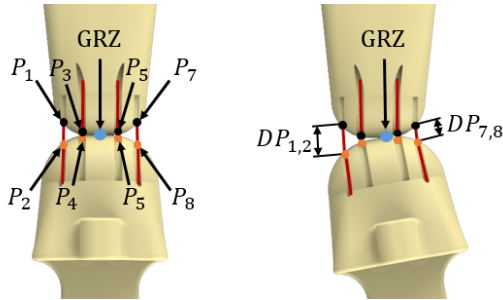


Abbildung 4.25: Punkte und Abstände um die Seildehnung bei Abduktionsbewegungen zu ermitteln.

Abbildung 4.25 verdeutlicht die Verschiebung des ICR, die Positionierung der für die Messung benötigten Punkte und die sich durch eine Abduktion ergebenden Abstände. Die Differenz von $DP_{1,2}$ und $DP_{7,8}$ ergibt die Länge von StS_2 , die Differenz von $DP_{3,4}$ und $DP_{5,6}$ entsprechend die Länge von StS_1 . Da sich der Hebelarm für beide Stahlseile um den gleichen Wert verändert, ergibt sich die gleiche Länge für beide Seile.

Mit der Gesamtlänge der beiden Seile kann zudem die Dehnung berechnet werden, die sich aufgrund der unterschiedlichen Gesamtlänge (Länge StS_1 : 225 mm, Länge StS_2 : 241 mm) im Gegensatz zur Länge unterscheidet. Abbildung 4.26 zeigt die Länge vom StS_2 für eine Abduktionswinkel von $0-19,5^\circ$ (links) und während eines Doppelschritts (rechts). Um die in den Seilen wirkenden Zugkräfte zu berechnen, wurde ein Zugversuch mit einem 150 cm langen Stahlseil derselben Bauart durchgeführt und eine *LookUp-Tabelle* erstellt, über die mit der aktuellen Dehnung des Stahlseils im Mechanismus die im Seil wirkende Kraft interpoliert werden kann. Abbildung 4.27 zeigt die in den Stahlseilen wirkenden Zugkräfte, sowie die über den Hebelarm zum GRZ berechneten Drehmomente um die A/A-Achse während einer Abduktionsbewegung des Wälzkontaktgelenks und einem Doppelschritt.

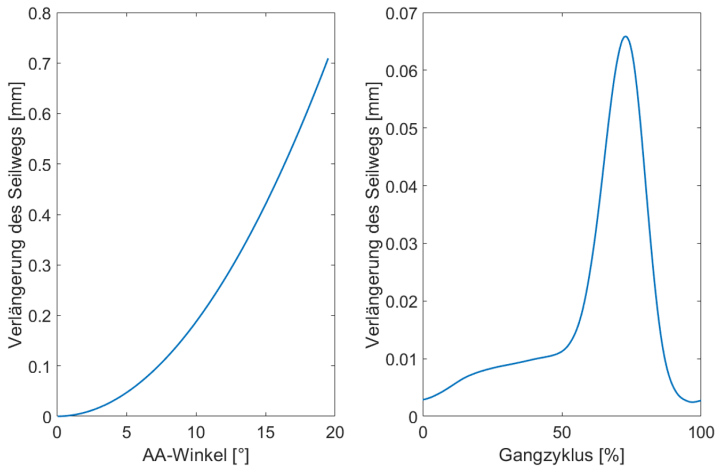


Abbildung 4.26: Längung von StS_2 im Wälzkontaktgelenk bei Abduktion (links) und während eines Doppelschritts (rechts).

Bei einem Abduktionswinkel von $19,5^\circ$ ergeben sich Zugkräfte von maximal $60,04\text{ N}$ in StS_1 , sowie maximal $51,46\text{ N}$ in StS_2 . Diese führen zu einem maximalen Drehmoment von $0,79\text{ Nm}$. Während des Doppelschritts ist das Drehmoment mit einem Maximalwert von $0,075\text{ Nm}$ nach 75% des Gangzyklus allerdings deutlich geringer. In dieser Phase muss von den Muskeln aktiv ein Drehmoment in Adduktionsrichtung (konzentrische Muskelkontraktion) generiert werden, so dass das Exoskelett diese dabei unterstützt. Generell sind die Drehmomente im Wälzkontaktgelenk im Vergleich zu den im menschlichen Gelenk auftretenden Drehmomenten allerdings so gering, dass sie vom Benutzer kaum wahrgenommen werden sollten.

Aktuierung

Aus den nominellen Daten des Aktuators (900 N bei einer Geschwindigkeit von 100 mm s^{-1}) und für einen Hebelarm von $17,5\text{ mm}$ ergibt sich bei 0° Flexion ein maximales Drehmoment von $15,7\text{ Nm}$ bei einer Winkelgeschwindigkeit von 327° s^{-1} . Bei einem Flexionswinkel von 90° verringert sich der

effektive Hebelarm zur F/E-Achse auf 12,4 mm wodurch das maximale Drehmoment auf einen Wert von 11,16 Nm sinkt. Die vom Exoskelett auf das menschliche Gelenk induzierten Drehmomente sind damit relativ gering, allerdings muss die geforderte Winkelgeschwindigkeit erreicht werden, um ungehindertes Gehen zu ermöglichen.

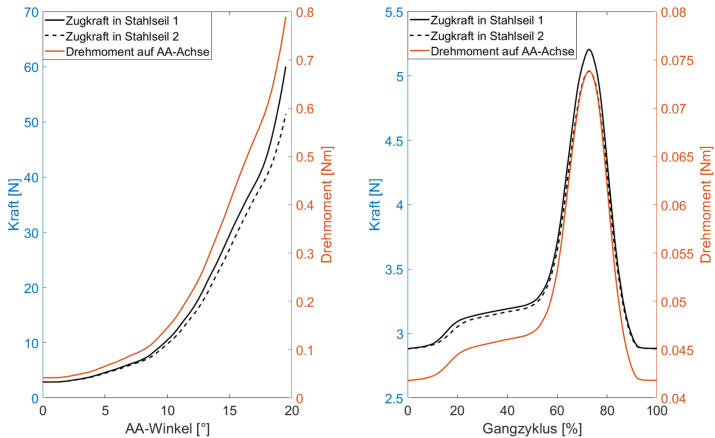


Abbildung 4.27: Kräfte in den Stahlseilen und dadurch hervorgerufenes Drehmoment um die A/A-Achse bei Abduktion (links) und während eines Doppelschritts (rechts).

Durch die Auslenkung des Wälzkontaktgelenks um die A/A- oder IR/AR-Achse ergibt sich aufgrund der Verschiebung des Aktuatorangriffspunktes (AM) auf einer Kreisbahn um diese Achsen ein Hebelarm der effektiven Aktuatorkraft zur A/A- und IR/AR-Achse. Abbildung 4.28 zeigt die Veränderung des Kraftvektors für eine Abduktion von $4,43^\circ$ bei gleichzeitiger Außenrotation von $3,1^\circ$. Dieser Fall entspricht dem größten Hebelarm, der während eines Gangzyklus durch die Auslenkung der A/A- und IR/AR-Achse zu diesen Achsen entsteht, da während des Gehens nach Neumann (2013) ausschließlich Abduktion kombiniert mit Innen- bzw. Außenrotation auftritt. Die sich daraus ergebenden Hebelarme l_{AA} und $l_{IR/AR}$ betragen 0,635 mm bzw. 0,364 mm, was einem Drehmoment von 0,571 Nm bzw.

0,327 Nm entspricht. Da Innenrotationen den Aktuatorangriffspunkt AM in die entgegengesetzte Richtung von Abduktionen verschieben, würde sich der Hebelarm bei dieser kinematischen Konfiguration verringern.

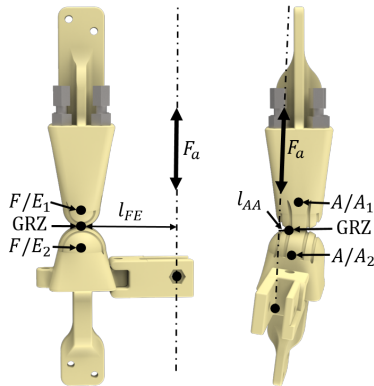


Abbildung 4.28: Vom Aktuator eingeleitete Kräfte um die drei Gelenkachsen des Wälzkontaktgelenks.

Der Maximalwinkel für die Innenrotation beträgt nach den Anforderungen $15,1^\circ$. Dieser hohe Wert ist allerdings auf die sogenannte *Screw Home Rotation (SHR)* zurückzuführen, also das Sperren des anatomischen Kniegelenks bei vollständiger Extension. Um das Knie zu beugen und Drehmomente zu übertragen, muss die SHR gelöst werden, wobei der Unterschenkel um bis zu 15° relativ zum Oberschenkel nach außen rotiert. Während eines Doppelschritts, bzw. bei allen Bewegungen bei denen das Kniegelenk gebeugt wird, treten dagegen nur geringe Rotationen auf, so dass die SHR an dieser Stelle nicht berücksichtigt wird.

Festigkeitsanalyse

Nachdem die durch den Aktuator in das Wälzkontaktgelenk eingeleiteten Drehmomente bekannt sind, kann über eine FEM-Analyse die Belastung auf die beiden Wälzkörper ermittelt werden. Mechanische Bauteilbelastungen

können auf verschiedenen Arten im Wälzkontaktgelenk auftreten. Wie für den Gelenkmechanismus für das Hüftgelenk ist es möglich, dass der Benutzer dem vom Aktuator eingeleiteten Drehmoment entgegenwirkt und eine Bewegung des Gelenks verhindert (Fall 1). Dies führt vor allem zu Belastungen auf das Bauteil, das den Aktuator mit dem Wälzkontaktgelenk verbindet. Andererseits müssen sich die Seile bei einer Rotation um die A/A-Achse, wie bereits erwähnt dehnen wodurch Kräfte direkt auf die Halbkugeln ausgeübt werden (Fall 2). Beide Fälle sollen folgend in einer FEM-Simulation betrachtet werden.

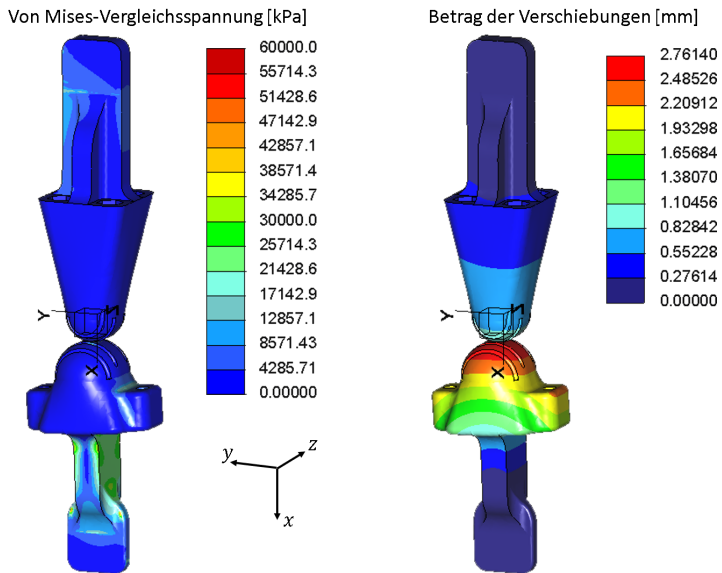


Abbildung 4.29: Mises-Vergleichsspannung und Betrag der Verschiebung bei Simulation von Lastfall 1.

Zur Simulation des ersten Falls, ist der unterschenkelseitige Wälzkörper über den Linearaktuator mit dem Rahmen des Oberschenkels verbunden. Der Benutzer blockiert das Gelenk gegen die Aktuatorkraft bei einem Flexionswinkel von 0° , da sich so der größte Hebelarm für die Aktuatorkraft

zum Gelenk ergibt. In der Simulation werden Verdrehungen und die Verschiebungen in x- und z-Richtung für beide Wälzkörper an den Stellen, an denen sie mit dem Rahmen des Exoskeletts verbunden sind, durch Randbedingungen verhindert. Die Kraft von 900 N greift am Punkt *AM* am unterschenkelseitigen Wälzkörper an. Der E-Modul des verwendeten ABS beträgt 3000 MPa bei einer Bruchspannung von maximal 60 MPa (siehe Datenblatt in Anhang D).

Das Ergebnis für den ersten Fall sind in Abbildung 4.29 dargestellt und zeigen, dass sich das vorgeschlagene Material für die Konstruktion des Wälzkontaktgelenks eignet. Die maximale *Mises-Vergleichsspannung* von 47,31 MPa belastet allerdings das Material bis kurz vor seine Bruchspannung, wobei das Maximum auf der Kontaktfläche der beiden Halbkugeln auftritt. Die maximale Druckspannung beträgt an diesem Punkt 52,9 MPa. Das Gelenk sollte deshalb aus einem festeren Material gefertigt, bzw. gedruckt werden, beispielsweise aus bronzefiltrierte Stahl, der eine Dehngrenze ($RP_{0,2}$) von 427 MPa und einen E-Modul von 147 GPa besitzt (siehe Datenblatt in Anhang D). Dieses Material kann bei einigen Anbietern gedruckt werden und würde deutlich höheren Aktuatorkräften standhalten.

Zur Simulation des zweiten Falls wird der unterschenkelseitige Wälzkörper mit 4,43° Abduktion und 3,1° Außenrotation ausgelenkt, sowie eine Kraft von 111,48 N entlang der resultierenden IR/AR-Achse aufgeprägt. Die Winkel entsprechen der maximalen Auslenkung während eines Gangzyklus, die Kraft der maximal wirkenden Kraft bei einem Abduktionswinkel von 19,5°. Diese hohen Kräfte treten zwar nicht während des Gangzyklus auf, könnten aber über eine Vorspannung der Seile durch die Einstellschrauben erreicht werden. Mit dieser Konfiguration tritt an der Kontaktstelle der Wälzkörper eine maximale *Mises-Vergleichsspannung* von 25,71 MPa auf. Die Belastung ist damit deutlich geringer als im ersten Fall, so dass bei der Verwendung des bronzefiltrierten Stahls ein Versagen der Bauteile durch diese Belastung ausgeschlossen ist.

Bauraum

Die Gesamtlänge des Gelenks beträgt 203 mm für Kugelradien von 11,4 mm und 13,1 mm, die Gesamtlänge des in Abbildung 4.24a dargestellten Prototyps ist 489 mm. Von der Gesamtlänge entfallen 283 mm auf den Oberschenkelseitigen Teil der Konstruktion und 206 mm auf den unterschenkelseitigen Teil. Mit dem 5–95 Perzentil der Körpergröße aus der DIN-Norm 33402 und mit den Verhältnissen aus Abbildung B.1 kann der Platzbedarf des Prototyps am jeweiligen Beinsegment berechnet werden. Tabelle 4.11 gibt die Länge des Ober- und Unterschenkels für verschiedene Körpergrößen und das Verhältnis der Länge des Prototyps zum jeweiligen Beinsegment an. Aufgrund des Aktuators, der sich am Oberschenkel des Prototyps befindet, ist der Platzbedarf dort im Verhältnis zur menschlichen Oberschenkellänge größer als am Unterschenkel. Maximal werden am Oberschenkel 75 % belegt, so dass der Prototyp auch von einer Frau mit einer dem 5 Perzentil entsprechenden Körpergröße getragen werden kann. Zudem steht noch eine Länge von 93 mm für die Integration eines Hüftaktuators am Oberschenkel zu Verfügung. Am Unterschenkel werden 45–55 % der Unterschenkellänge vom Prototyp beansprucht.

4.4.5 Zusammenfassung

Das vorgestellte Wälzkontaktgelenk erfüllt insgesamt die Anforderungen hinsichtlich des maximalen Bewegungsraums, der Aktuierbarkeit und der Baugröße. Allerdings stellt dieses Gelenk hinsichtlich der Ausrichtung der korrespondierenden Mensch-Exoskelett-Achsen einen Kompromiss dar, da aufgrund des kinematisch äquivalenten Aufbaus keine automatische Ausrichtung auf das menschliche Gelenkrotationszentrum möglich ist. Dieser Aufbau begünstigt eine kompakte Konstruktion, die die Integration des Gelenks in ein zweibeiniges Exoskelett ermöglicht. Gleichzeitig zeigen die Ergebnisse aus den kinematischen Simulationen, dass das Gelenk eine ähnliche kinematische Kompatibilität aufweist wie die aus der Literatur bekannten kinematisch

nicht-äquivalenten Mechanismen. Um diesen Gelenktyp technisch umzusetzen, ist die Anwendung eines 3D-Druckverfahrens unumgänglich, wobei bronzeinfiltrierter Stahl als Material verwendet werden sollte. Die Integration von zwei Profillaufrollen ermöglicht es, das Gelenk um alle drei Rotationsachsen auszulenken, ohne dabei große Seildehnungen zu verursachen, was die mechanische Belastung auf die Wälzkörper reduziert. Durch seitliche Auswölbungen der Wälzkörper, ähnlich wie bei den menschlichen Knochen, könnten zudem Gelenkansschläge realisiert werden. Zur experimentellen Evaluierung wird das Wälzkontaktgelenk in Kapitel 4.6 mit einem Drehgelenk verglichen.

Tabelle 4.11: Länge des Prototyps für das Wälzkontaktgelenk im Vergleich zur menschlichen Ober- und Unterschenklänge.

	Frauen			Männer		
Körpergröße [m]	1,54	1,62	1,72	1,65	1,75	1,86
Länge Oberschenkel Mensch [mm]	376	398	421	404	428	454
Länge Oberschenkel Exoskelett [mm]	283	283	283	283	283	283
Verhältnis [%]	75	71	67	70	66	62
Länge Unterschenkel Mensch [mm]	378	400	423	406	431	456
Länge Unterschenkel Exoskelett [mm]	206	206	206	206	206	206
Verhältnis [%]	55	52	49	51	48	45

Tabelle 4.12: Ergebnisse der technischen Umsetzung für den Gelenkmechanismus am Kniegelenk.

	A/A-Achse	IR/AR-Achse	F/E-Achse
Gelenkwinkel [°]	Anforderung	15,1 / -3,1	107 / -1,8
	Ergebnis	34/34	135/0
max. Drehmoment (79 kg) [Nm]	Anforderung	0	43,45
	Ergebnis	0	15,7
Winkelgeschw. [rad s ⁻¹]	Anforderung	0	5,30/5,46
	Ergebnis	0	5,30
Gewicht [kg]			1,5

4.5 Das Wälzkontaktgelenk als Gelenkmechanismus für das Sprunggelenk

Der anatomische Aufbau des Sprunggelenks ähnelt dem des Kniegelenks, was sich auch in den identischen, von der *International Society of Biomechanics* empfohlenen Ersatzmodellen für die beiden Gelenke widerspiegelt. Die für das Sprunggelenk empfohlene kinematische Kette besteht aus drei Zylindergelenken, um drei Rotationen sowie drei Translationen zu ermöglichen und entspricht damit nicht dem anatomischen Aufbau des oberen und unteren Sprunggelenks (engl. *ankle joint complex*) aus zwei schiefstehenden Gelenkachsen. Im Folgenden wird deshalb die Kombination aus dem oberen und unteren Sprunggelenk als Sprunggelenk bezeichnet und die grundlegende Terminologie verwendet. Die drei Gelenkachsen stehen also orthogonal auf den anatomischen Ebenen. In diesem Abschnitt wird untersucht, ob sich ein Wälzkontaktgelenk auch als Gelenkmechanismus am Sprunggelenk eignet. Die genaue Beschreibung des kinematischen Grundaufbaus und die durchgeführten Simulationen entsprechen den für das Kniegelenk durchgeführten Simulationen, so dass an dieser Stelle nur die Wahl der Simulationsparameter erläutert wird. Dies gilt auch für die spätere Konstruktion und die Festigkeitsanalyse in der FEM-Simulation.

Tabelle 4.13: Anforderungen an den Gelenkmechanismus für das Sprunggelenk nach Kapitel 3 (FF: Feste Anforderung, WF: Erwünschte Anforderung).

Eigenschaft	Wert	Anforderungen
Rotatorische Freiheitsgrade	3	FF
Translatorische Freiheitsgrade	3	WF
Bewegungsumfang	entspr. Tab. 3.1	FF
Aktuierte Bewegungsfreiheitsgrade	1 (F/E)	FF
Drehmoment	entspr. Tab. 3.2	FF
Körpergröße der Benutzer [m]	1,54 ··· 1,86	FF

4.5.1 Imitation der menschlichen Sprunggelenkskinematik und Simulation

Die kinematische Kette des Wälzkontaktgelenks setzt sich wie am Kniegelenk aus fünf Drehgelenken zusammen, wobei die F/E- und A/A-Achse jeweils aus zwei Drehgelenken bestehen. Der zur Verfügung stehende Bau- raum am menschlichen Fuß begrenzt dabei allerdings den maximalen Radius r_2 und den Abstand der MRS zum Gelenk. Zudem ist die Breite des Sprunggelenks deutlich geringer als die des Kniegelenks, so dass sich die Zielpose ZP deutlich näher am Gelenkrotationszentrum (GRZ_s) des Sprunggelenks befindet (vgl. Abbildung 4.30).

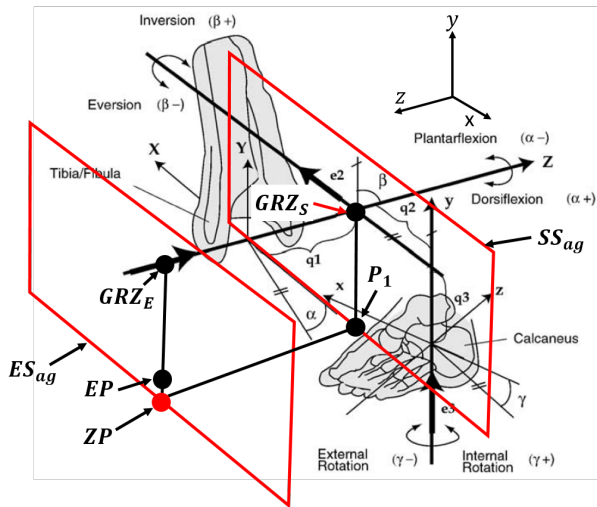


Abbildung 4.30: Verwendete Ebenen und Abstände für die Simulation des Sprunggelenks. Verändert aus Wu u. a. (2002), © 2002 Elsevier Science Ltd.

Die Translationen des GRZ bei Bewegungen des Sprunggelenks unterscheiden sich von der des Kniegelenks, so dass sich durch die Projektion in die Exoskelettebene ES_{ag} ein anderer Verlauf der Referenztrajektorie ergibt. Dieser ist in Abbildung 4.31 dargestellt. Generell sind die Gelenkwinkel und

Verschiebungen am Sprunggelenk während eines Doppelschritts nach Forlani u. a. (2015) deutlich geringer als am Kniegelenk. Die maximalen Verschiebungen betragen 3,5 mm, 17,51 mm sowie 2,23 mm entlang der x-, y- und z-Achse am Punkt ZP . Die manuell gewählten Kugelradien sind deshalb mit 20 mm deutlich kleiner. Die erste Simulation ergibt für die kinematische Kompatibilität am Sprunggelenk K_S einen Wert von 1,207 m. Der Wert ist zwar deutlich geringer als am Kniegelenk (vgl. Tabelle 4.14), allerdings sind wie bereits erwähnt auch die maximalen Verschiebungen des Gelenkrotationszentrums des Sprunggelenks GRZ_S aufgrund seines anatomischen Aufbaus geringer.

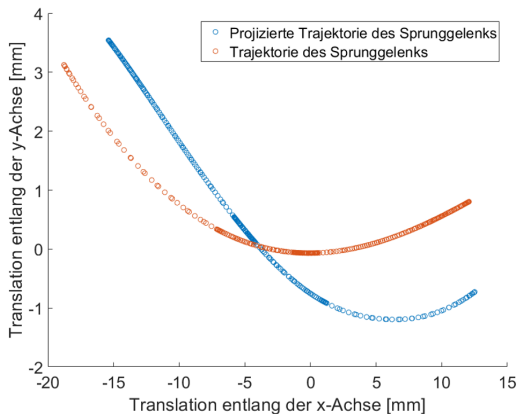


Abbildung 4.31: Projektion der Trajektorie von GRZ_S am menschlichen Sprunggelenk von SS_{ag} in die Exoskelettebene ES_{ag} .

Die kinematische Kompatibilität K_S ist die Summe der absoluten Differenz zwischen der Referenztrajektorie und der Gelenkposition am Punkt ZP (TE_{ref}) sowie den Ausrichtungsfehler am Sprunggelenk (TE_M). Tabelle 4.15 gibt die mit dem *Generalized Pattern Search* optimierten Werte im Vergleich zu den manuell gewählten Werten für die Kugelradien (r_1 , r_2) und die Position des Wälzkontaktgelenks (IP_x , IP_y) relativ zum Gelenkrotationszentrum GRZ_S in der Ebene ES_{ag} an.

Tabelle 4.14: Wert der Zielfunktion K_S für verschiedene Parameter des Wälzkontaktgelenks am Sprunggelenk.

Konfiguration	K_S [m]	$K_{S,mean}$ [mm]	TE_{ref} [mm]	TE_M [mm]
Manuell gewählt	1,207	2,40	1,18	1,22
Optimiert	0,523	1,05	0,50	0,55
Kugelradien optimiert	0,906	1,81	0,89	0,92

Es zeigt sich, dass das Verhältnis der Radien r_1 zu r_2 deutlich größer ist als am Kniegelenk. Da die Translationen von GRZ_S im Vergleich zum Kniegelenk geringer sind, muss sich auch das Gelenkrotationszentrum des Wälzkontaktgelenks (GRZ_E) in geringerem Maße verschieben. Dies spiegelt sich im Verhältnis der Radien wieder.

Vergleicht man die einzelnen Anteile der Zielfunktion zeigt sich, dass der durchschnittliche Abstand zur Referenztrajektorie TE_{ref} durch die Optimierung in einem ähnlichen Maß reduziert wird wie der durchschnittliche Ausrichtungsfehler am Sprunggelenk TE_M . Der durchschnittliche Wert der Zielfunktion $K_{S,mean}$ liegt dabei mit 1,05 mm in einem Bereich, der vom Benutzer kaum wahrgenommen wird.

Tabelle 4.15: Optimierte Kugelradien und Initialpositionen nach Ausführung des GPS am Sprunggelenk.

Konfiguration	r_1 [mm]	r_2 [mm]	IP_x [mm]	IP_y [mm]
Manuell gewählt	20	20	0	0
Optimiert	20,7	11,5	-10,4	1,8

Abbildung 4.32 stellt den Verlauf der Position in x-, y- und z-Richtung von P_{ref} und EP über einen Doppelschritt dar. Die maximale Verschiebung zwischen menschlichem Bein und Exoskelett beträgt 0,7480 mm entlang der z-Achse bei 64,1 % des Gangzyklus, während die maximalen Verschiebungen

entlang der x- und y-Achse 0,57 mm bzw. 0,53 mm betragen und in der Standphase auftreten. Im Gegensatz zum Kniegelenk, wo die größten Abweichungen von der Referenztrajektorie in der Ebene ES_{ag} (also entlang der x- und y-Achse) während der Schwungphase auftreten, sind die größten Verschiebungen für das Sprunggelenk in diese Richtungen während der Standphase zu beobachten.

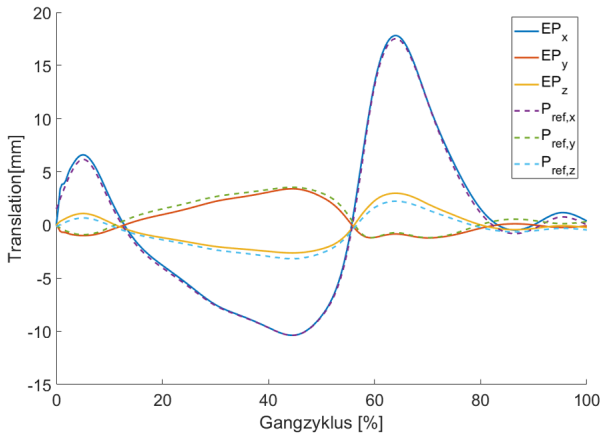


Abbildung 4.32: Vergleich zwischen der Referenztrajektorie ($P_{ref,x,y,z}$, gestrichelte Linie) und der Exoskelettpose ($EP_{x,y,z}$, volle Linie) mit optimierten Parametern am Wälzkontaktgelenk.

Entlang der z-Achse tritt genau der gegenteilige Effekt ein, d.h. die Verschiebungen sind in der Schwungphase am größten. Dies ist auf die Arthrokinematik des Sprunggelenks zurückzuführen. Im Gegensatz zum Kniegelenk treten während eines Doppelschritts Verschiebungen des GRZ in mediale Richtung auf, die vom Wälzkontaktgelenk nur in geringem Maß abgebildet werden können. Die Verschiebung des GRZ in diese Richtung hängt vom aktuellen Winkel der A/A-Achse und den Radien der Halbkugeln ab. Würde man diese so optimieren, dass sich die Verschiebung in z-Richtung verringert, würde dies zu verhältnismäßig größeren Verschiebungen entlang der x- und y-Achse führen. Die Kombination aus den optimierten Kugelradien und der relativen

Position zum GRZ ist damit ein Kompromiss, der insgesamt zu sehr geringen Relativbewegungen zwischen dem Exoskelett und dem menschlichen Bein führt.

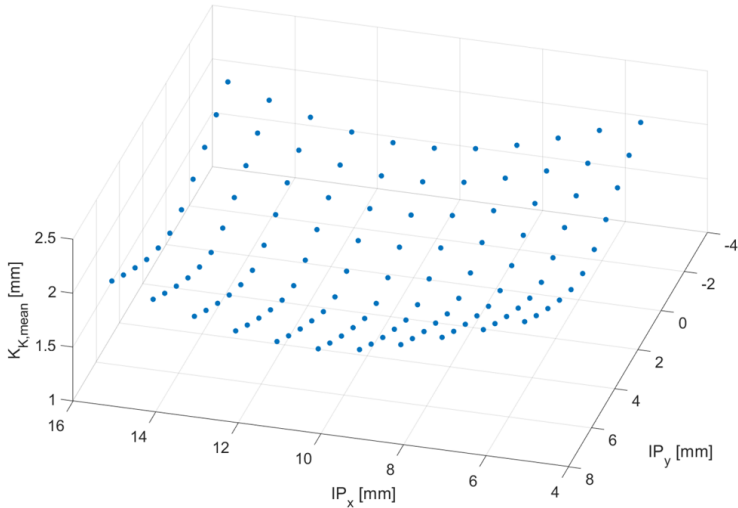


Abbildung 4.33: Durchschnittliche Werte der Zielfunktion ($K_{S,mean}$) für verschiedene Positionen des Wälzkontaktgelenks relativ zum menschlichen Sprunggelenk.

Aufgrund des kinematisch äquivalenten Aufbaus zum menschlichen Gelenk führen Verschiebungen des Exoskeletts bei gleicher Geometrie der Wälzkörper und gleicher Positionierung relativ zum menschlichen Gelenk zu Veränderungen der kinematischen Kompatibilität. Wie bereits am Kniegelenk ausgeführt, kann sich die Position zudem durch ein Verrutschen des Exoskeletts während des Betriebs verändern. Um den zuletzt genannten Fall zu simulieren, werden die Werte von IP_x und IP_y im Bereich von ± 5 mm um die, aus der Optimierung erhaltenen Werte von IP_x und IP_y variiert und damit die Zielfunktion K_S berechnet. Die in Abbildung 4.33 dargestellten Ergebnisse zeigen den Einfluss der Verschiebung. Zur besseren Visualisierung ist der durchschnittliche Wert $K_{S,mean}$ in der Abbildung dargestellt. Verschiebt

sich das Wälzkontaktgelenk in Richtung GRZ_S (geringere Werte für IP_x und IP_y), steigen die Ausrichtungsfehler und damit die Werte von $K_{S,mean}$ stärker an, als umgekehrt. Der Maximalwert von 2,1 mm ist dabei allerdings immer noch in einem akzeptablen Bereich. Insgesamt lassen die Ergebnisse den Schluss zu, dass das GRZ des Wälzkontaktgelenks relativ zum GRZ des menschlichen Sprunggelenks in proximale und anteriore Richtung, also nach oben und vorne verschoben sein sollte, um die bestmögliche kinematische Kompatibilität zu erreichen.

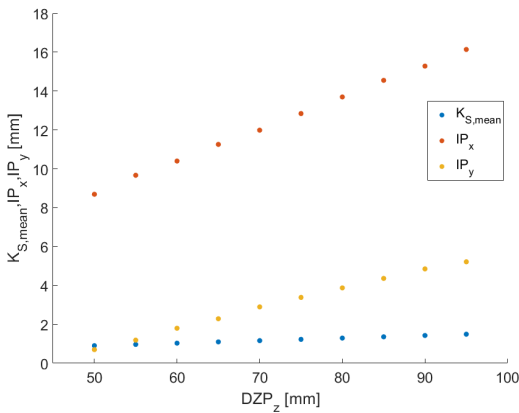


Abbildung 4.34: Durch Verschiebung von ZP auftretende Werte für $K_{S,mean}$ nach Optimierung von IP_x , IP_y am Sprunggelenk.

Im letzten Schritt der Optimierung soll der Einfluss des Abstands der Exoskelettebene ES_{ag} von der durch das Sprunggelenk verlaufenden Sagittalebene SS_{ag} untersucht werden. Der Abstand des Wälzkontaktgelenks DZP_z wird also zwischen 50–95 mm in Schritten von 5 mm variiert und jeweils eine Optimierung durchgeführt. In Abbildung 4.34 sind die Ergebnisse der Optimierung und der sich dabei ergebende durchschnittliche Ausrichtungsfehler ($K_{S,mean}$) dargestellt. Durch eine Verschiebung des Wälzkontaktgelenks in proximale und anteriore Richtung bleibt der Ausrichtungsfehler auf etwa

gleichem Niveau, auch wenn sich die Position des Gelenks in laterale Richtung verschiebt. Beträgt der Abstand DZP_z 50 mm ergibt sich ein durchschnittlicher Ausrichtungsfehler $K_{S,mean}$ von 0,9 mm, steigt der Abstand auf 95 mm beträgt $K_{S,mean}$ 1,5 mm. Da eine Veränderung des Abstands DZP_y , also entlang der y-Achse, die Ergebnisse am Kniegelenk kaum beeinflusst hat, wird an dieser Stelle auf eine weitere Simulation verzichtet.

Vergleich des Wälzkontaktgelenks mit verwandten Arbeiten für das Sprunggelenk

In Kapitel 4 wurden drei Gelenkmechanismen vorgestellt, bei deren Entwicklung eine hohe kinematische Kompatibilität angestrebt wurde. Die Realisierung einer Steward-Plattform (Erdogan u. a. 2017) führt zu einem System mit perfekter kinematischer Kompatibilität, benötigt dafür allerdings auch drei bidirektional wirkende Linearaktuatoren, die sich in der Arbeit außerhalb des Exoskeletts befinden. Das System hat einen sehr großen Bauraum, ein hohes Gewicht am Unterschenkel und einen hohen Energieverbrauch. Die Drehgelenke des Gelenkfünfecks nach Hong u. a. (2014) werden durch flexible Verbindungselemente miteinander verbunden, so dass sich die Struktur ebenfalls auf das menschliche Sprunggelenk ausrichtet, wenn die Länge der Verbindungselemente richtig gewählt wird. Die Simulation des Mechanismus, vor allem die Simulation der elastischen Verbindungselemente, gestaltet sich allerdings als schwierig und es fehlt die Information, wie die Mensch-Roboter-Schnittstelle mit dem Unterschenkel verbunden ist. Deshalb werden diese beiden Systeme nicht simuliert.

Das in Agrawal u. a. (2005) vorgestellte Exoskelett besitzt zwei schief stehende Bewegungsachsen, die über für jeden Benutzer speziell angefertigte Bauteile auf die entsprechenden Achsen des Fußgelenks ausgerichtet werden. Zudem sind mehrere passive Bewegungsfreiheitsgrade realisiert, um die Positionierung der Achsen während des Anziehvorgangs zu verändern. Geht man von einer perfekten Achsausrichtung zu Beginn eines Doppelschritts aus, ergeben sich Ausrichtungsfehler durch die Arthrokinematik im Fußgelenk,

die von den feststehenden Exoskelettachsen nicht kompensiert werden können. In der Simulation entspricht diese Kinematik einem Kugelgelenk, das zu Beginn des Doppelschritts so positioniert ist, dass keine Ausrichtungsfehler auftreten. Entsprechend der Anzahl der Bewegungsachsen wird dieses Gelenk mit 2 *DoF* bezeichnet.

Tabelle 4.16: Orientierungs- und Positionsfehler während eines Doppelschritts für verschiedene mechanische Konfigurationen am Sprunggelenk.

mechanische Konfiguration	F_{kin}	F_{TE}	F_{OE}	K_S [m]	$\varnothing TE$ [mm]	$\varnothing OE$ [°]
Fix	1	0,50	0,50	4,31	6,31	7,37
Drehgelenk	0,41	0,24	0,17	1,50	2,13	1,71
2 DoF	0,19	0,19	0	1,22	1,60	0
Wälzkontaktgelenk	0,14	0,14	0	0,52	0,61	0

Insgesamt besteht der Vergleich aus drei mechanischen Konfigurationen, wobei wie am Kniegelenk zunächst der Referenzwert für F_{kin} (vgl. Gleichung 4.8) über eine Simulation ohne jegliche Bewegungsfreiheitsgrade im Exoskelett ermittelt wird. Diese Konfiguration wird als *Fix* bezeichnet. Neben dem Wälzkontaktgelenk und der Konstruktion nach Agrawal u. a. (2005) sind in Tabelle 4.16 die Werte der Funktion F_{kin} und deren Bestandteile F_{TE} sowie F_{OE} für ein Drehgelenk aufgeführt. Zusätzlich sind die Werte für die Zielfunktion K_S und der durchschnittliche Positionsfehler TE sowie der durchschnittliche Orientierungsfehler OE angegeben. Der Vergleich unterstreicht, dass zum einen alle Rotationsfreiheitsgrade des Sprunggelenks vom Mechanismus abgebildet werden sollten und zum anderen, dass sich die kinematische Kompatibilität durch ein variables GRZ im Gelenkmechanismus bei gleicher Anzahl an Bewegungsfreiheitsgraden deutlich steigern lässt. Vergleicht man die Werte für F_{kin} mit der Konfigurationen *Drehgelenk* und 2 *DoF*, ergibt sich eine Verbesserung um 55 % durch das Hinzufügen des

fehlenden Rotationsfreiheitsgrades. Verschiebt sich das GRZ des Gelenks, vergleicht man also die Konfigurationen 2 DoF und Wälzkontaktgelenk, verbessert sich die kinematische Kompatibilität um 23 %.

4.5.2 Technische Realisierung für das Sprunggelenk

Die Konstruktion des Gelenkmechanismus, wurde vom Kniegelenk übernommen, die Größe der Wälzkontaktkörper allerdings an die veränderten optimierten Kugelradien angepasst. Sie besteht aus den beiden Wälzkörpern, zwei Stahlseilen (STS_1 , STS_2), drei Profillaufrollen zur Umlenkung der Stahlseile und vier Einstellschrauben, um die Vorspannung der Seile anzupassen. Auch die Integration des Gelenks in einen Prototyp orientiert sich am bereits realisierten Prototypen für das Kniegelenk, allerdings unter Beachtung des deutlich geringeren Bauraums am Fuß. Dieser hat Auswirkungen auf die Größe des fußseitigen Wälzkörpers und auf die passiven Bewegungsfreiheitsgrade, um die Position des Mechanismus relativ zum menschlichen Sprunggelenk einzustellen.

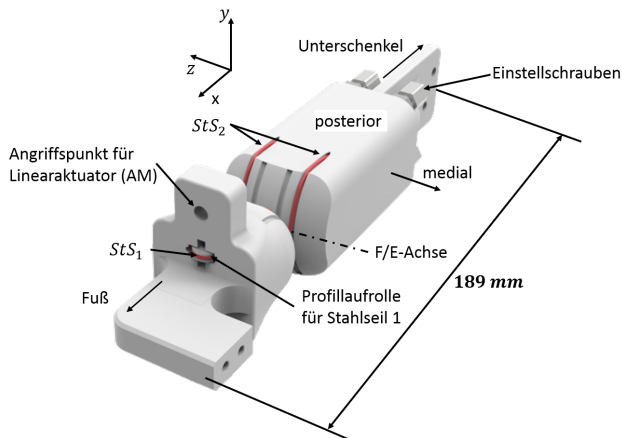


Abbildung 4.35: Konstruktion des Wälzkontaktgelenks für das Sprunggelenk mit optimierten Kugelradien.

Aus der Optimierung ist bekannt, dass das Gelenk nach dem Anziehen des Exoskeletts in anteriore und proximale Richtung verschoben sein sollte. Zudem kann der Abstand des Fußgelenks zum Boden für Körpergrößen entsprechend dem 5–95 Perzentil der deutschen Norm mit den Verhältnissen nach Drillis u. a. (1966) geschätzt werden. Diese betragen 59,8 mm für eine Frau mit einer dem 5 Perzentil entsprechenden Körpergröße und erhöhen sich auf 72,4 mm für einen Mann mit einer dem 95 Perzentil entsprechenden Körpergröße. Im Prototyp sind deshalb am fußseitigen Strukturteil Langlöcher vorgesehen, die eine Verschiebung von maximal 15 mm in proximale Richtung erlauben.

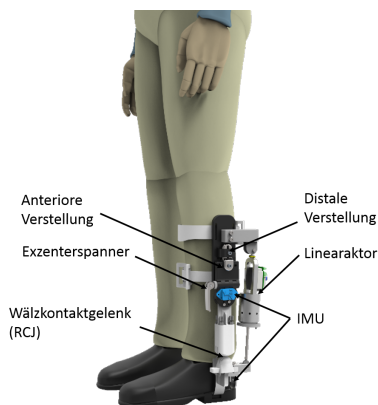


Abbildung 4.36: Rendering des Entwurfs des Prototyps für das Sprunggelenk.

Das Strukturteil am Fuß stammt aus dem KIT-EXO-1 und ist fest mit der Schuhsohle eines Sportschuhs verbunden. Deshalb wird auf eine passive Drehachse, die ein Verkippen des fußseitigen Wälzkörpers in der Frontalebene ermöglicht, verzichtet. Die Struktur für den Unterschenkel ist identisch zur Konstruktion für das Kniegelenk. Die Orientierung der beiden Strukturteile relativ zueinander wird über zwei inertielle Messeinheiten bestimmt. Abbildung 4.36 zeigt die CAD-Konstruktion am Manikin. Generell bleibt festzuhalten, dass der Prototyp nur der Evaluation des Gelenkmechanismus

dient, die Konstruktion aber sowohl aus funktionalen als auch ästhetischen Gesichtspunkten deutlich optimiert werden könnte. Eine werkzeuglose Verstellmöglichkeit für die Position des Gelenks, eine bessere Integration des Aktuators in die Konstruktion oder ein Gehäuse würden zu einer Verbesserung führen.

4.5.3 Ergebnisse der technischen Realisierung

Wie am Kniegelenk erfolgt zunächst eine Evaluation unter technischen Gesichtspunkten, also des Bewegungsraums, des maximal übertragbaren Drehmoments und des Bauraums am Unterschenkel.

Bewegungsraum und elastische Eigenschaften

Die Bestimmung der maximalen Gelenkwinkel um die drei Bewegungsachsen erfolgt nach dem gleichen Prinzip wie am Kniegelenk, wobei sich Werte von $\pm 135^\circ$ um die F/E-Achse, $\pm 32^\circ$ um die IR/AR-Achse, sowie $\pm 19,5^\circ$ um die A/A-Achse ergeben. Bei einer Auslenkung um die A/A-Achse verschiebt sich das Gelenkrotationszentrum, was geringfügige Seildehnungen bewirkt. Der Abstand der Seile von der A/A-Achse beträgt 4,5 mm bzw. 9,5 mm, allerdings verändert sich der Betrag der Verschiebung des GRZ aufgrund des Verhältnisses der Kugelradien r_1 zu r_2 .

Während eines Doppelschritts sind die Rotationen um die A/A-Achse mit maximal $3,1^\circ$ vergleichsweise gering. Gleichzeitig dient dieser Bewegungsfreiheitsgrad auch dazu, die Fußsohle z. B. während des breitbeinigen Stehens oder beim Laufen auf einer schiefen Ebene parallel zum Boden auszurichten oder den Körperschwerpunkt über das Standbein zu verschieben. Die durch die Seildehnung hervorgerufenen Drehmomente um die A/A-Achse werden deshalb für einen Abduktionswinkel von 10° und für einen Doppelschritt berechnet und sind in Abbildung 4.37 dargestellt. Positive Werte beschreiben ein Drehmoment in Adduktionsrichtung, negative Werte ein Drehmoment in Abduktionsrichtung.

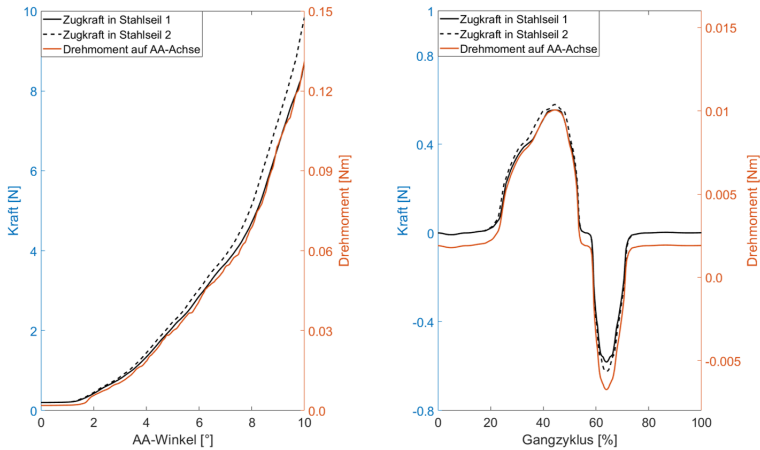


Abbildung 4.37: Kräfte in den Stahlseilen und dadurch hervorgerufenes Drehmoment um die A/A-Achse bei Abduktion (links) und während eines Doppelschritts (rechts) am Sprunggelenk.

Es ergeben sich nur geringe Drehmomente um die A/A-Achse, die vom Benutzer kaum wahrgenommen werden sollten. Bei einem Abduktionswinkel von 10° induziert das Wälzkontaktgelenk ein Drehmoment von $0,13 \text{ Nm}$, während des Doppelschritts beträgt das Maximum $0,01 \text{ Nm}$. Nach ca. 50 % des Doppelschritts verändert sich die Richtung des Drehmoments, da sich die Bewegungsrichtung des anatomischen Gelenks von Abduktion nach Adduktion verändert. Während des physiologischen Gangs muss der Benutzer in der Standphase ein Drehmoment entgegen der Bewegungsrichtung aufbringen, so dass das Wälzkontaktgelenk ihn in dieser Phase mit einem sehr geringen Drehmoment von $0,005 \text{ Nm}$ unterstützt.

Aktuierung und Festigkeitsanalyse

Zur Aktuierung wird der Linearaktuator aus dem *KIT-EXO-1* verwendet, um unterstützende Drehmomente um die F/E-Achse zu generieren. Die aus der Bewegungsanalyse ermittelte maximale Winkelgeschwindigkeit um diese Achse beträgt 257° s^{-1} und ist damit geringer als am Kniegelenk, allerdings

treten die Maxima der Winkelgeschwindigkeit und des Drehmoments in der *Push-Off-Phase* fast zum gleichen Zeitpunkt auf. In dieser Phase wird der Fuß gestreckt, wobei die maximale Winkelgeschwindigkeit in einem Bereich zwischen 8° Flexion und 10° Extension benötigt wird. Der effektive Hebelarm darf deshalb in diesem Bereich, aufgrund der Maximalgeschwindigkeit des Aktuators von 100 mm s^{-1} , einen Wert von 22 mm nicht überschreiten. Der größte Hebelarm ergibt sich bei 0° Flexion und beträgt deshalb für diese kinematische Konfiguration 22 mm. Daraus ergibt sich ein maximales Drehmoment von 19,8 N m. Der geringste effektive Hebelarm ergibt sich für eine Flexion von $27,6^\circ$ zu 19,7 mm, so dass für diesen Winkel ein maximales Drehmoment von 17,73 N m erreicht wird.

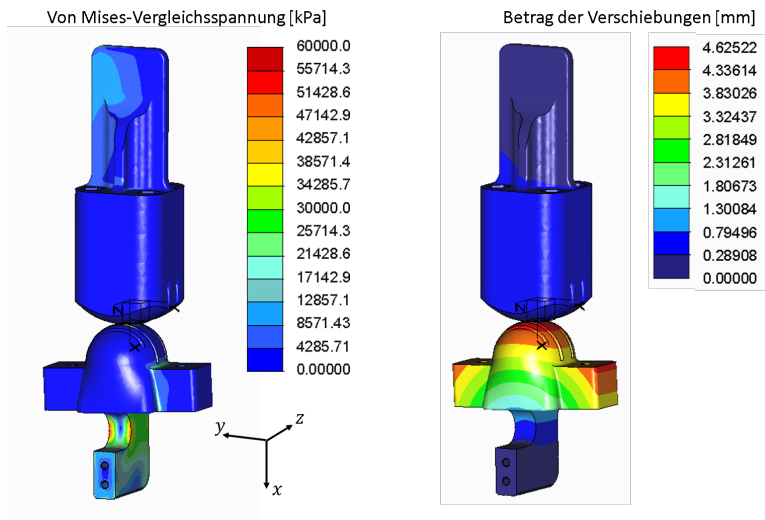


Abbildung 4.38: Von Mises-Vergleichsspannung und Betrag der Verschiebung bei Simulation von Lastfall 1 am Sprunggelenk.

Mit dem maximal wirkenden Drehmoment können die beiden am Kniegelenk angewendeten Lastfälle (Belastung der Wälzkontaktkörper durch maximale Aktuatorekraft und Belastung der Wälzkontaktkörper durch Dehnung der

Seile) simuliert werden. Die maximale *Mises-Vergleichsspannung* beträgt 49,69 Mpa bei Lastfall 1. Die Ergebnisse für diesen Fall sind in Abbildung 4.38 dargestellt. Die maximale Druckspannung beträgt an der Kontaktstelle 56,01 MPa, so dass die beiden Wälzkörper ebenfalls aus bronzeinfiltriertem Stahl gedrückt werden müssen, um einem Versagen vorzubeugen. Für den zweiten Lastfall ergeben sich moderate *Mises-Vergleichsspannungen* von maximal 31 MPa.

Bauraum

Den Bauraumbedarf am Unterschenkel des Benutzers gibt Tabelle 4.17 an. Maximal werden von der Konstruktion 62 % der Unterschenkel­länge benötigt, so dass auch Frauen mit einer Körpergröße, die dem 5 Perzentil der deutschen Norm entspricht, das Exoskelett tragen können. Die Konstruktion für das Kniegelenk benötigt maximal 55 % der Unterschenkel­länge für die kleinste Frau inklusive der MRS. Kombiniert man beide Gelenke, wird nur eine MRS benötigt. Zudem befindet sich der Aktuator für das Kniegelenk am Oberschenkel, so dass insgesamt auch für eine Frau mit einer dem 5 Perzentil entsprechenden Körpergröße von 1,54 m beide Gelenke und die dafür benötigten Aktuatoren in einem Exoskelett verbaut werden können.

Tabelle 4.17: Länge des Prototyps für das Sprunggelenk im Vergleich zur menschlichen Unterschenkel­länge.

	Frauen			Männer		
	1,54	1,62	1,72	1,65	1,75	1,86
Körpergröße [m]	1,54	1,62	1,72	1,65	1,75	1,86
Länge Unterschenkel Mensch [mm]	378	400	423	406	431	456
Länge Unterschenkel Exoskelett [mm]	235	235	235	235	235	235
Verhältnis [%]	62	59	55	58	54	51

Tabelle 4.18: Ergebnisse der technischen Umsetzung für den Gelenkmechanismus am Sprunggelenk.

	A/A-Achse	IR/AR-Achse	F/E-Achse
Gelenkwinkel [°]	Anforderung Ergebnis	3, 68/9, 58 19, 5/19, 5	0, 44/9, 38 32/32
max. Drehmoment (79 kg) [Nm]	Anforderung Ergebnis	0 0	0 0
Winkelgeschw. [rad s ⁻¹]	Anforderung Ergebnis	0 0	0 0
Gewicht [kg]	1,5		

4.5.4 Zusammenfassung

Aufgrund des ähnlichen anatomischen Aufbaus von Knie- und Sprunggelenk und der Verwendung des gleichen Gelenktyps für das Exoskelett sind die Simulationsergebnisse und die technische Umsetzung der beiden Gelenke vergleichbar. Da die Verschiebungen des GRZ im Sprunggelenk deutlich geringer als im Kniegelenk sind, ergibt sich allerdings ein anderes Verhältnis der Kugelradien. Der unterschenkelseitige Wälzkontaktkörper ist doppelt so groß wie der Fußseitige. Tabelle 4.18 stellt die Anforderungen an dieses Gelenk den Ergebnissen der technischen Umsetzung gegenüber. Insgesamt erlaubt das Gelenk Rotationen um alle drei anatomischen Achsen, verfügt über eine Aktuierung der F/E-Achse, die schnelles Gehen ermöglicht und kann von Personen mit einer Körpergröße von 1,54–1,86 m getragen werden.

4.6 Experimentelle Evaluation der kinematischen Kompatibilität

Dieser Abschnitt beschreibt die experimentelle Evaluation der zuvor entwickelten Gelenkmechanismen hinsichtlich ihrer kinematischen Kompatibilität für verschiedene Benutzer. Im Kontext von augmentierenden Exoskeletten ist dies ein sehr wichtiger Aspekt, da die Systeme nach möglichst geringen Anpassungen, von einem möglichst großen Personenkreis getragen werden sollen. Gleichzeitig kann die große Interindividualität des menschlichen Körpers und andere Einflüsse wie die Verformung des unter der Haut liegenden Weichgewebes oder die Verschiebung der Kleidung nicht in der Simulation abgebildet werden. Zu diesem Zeitpunkt existiert in der Literatur noch kein Verfahren um die kinematische Kompatibilität eines Gelenkmechanismus zu bestimmen. Allerdings bieten die in Kapitel 2 vorgestellten Methoden aus der Literatur einen Ausgangspunkt für die in dieser Arbeit definierte Metrik, die Aussagen über die kinematische Kompatibilität eines Gelenkmechanismus ermöglichen soll.

Allen Ansätzen ist gemein, dass die von der Mensch-Roboter-Schnittstelle (MRS) übertragenen Kräfte auf das menschliche Bein oder das Exoskelett gemessen und über diese Kräfte verschiedene mechanische Konfigurationen verglichen werden. In Junius u. a. (2018) sind 1D-Kraftsensoren an der Schulter, am Rücken und am Oberschenkel des Benutzers platziert, um die durch ein Hüftexoskelett verursachten Interaktionskräfte mit dem sogenannten Pressure Pain Threshold (PPT) zu vergleichen. Der PPT ist ein Maß, das angibt wie viel Druck auf eine bestimmte Körperstelle ausgeübt werden muss bis der Proband an dieser Stelle Schmerz verspürt (Pons 2008).

Vergleicht man die Druckkräfte an der MRS mit dem jeweiligen PPT, sind also Aussagen über den Tragekomfort des Systems, bzw. über die Verletzungsgefahr beim Tragen des Exoskeletts möglich. Allerdings sind die Druckkräfte zwischen MRS und menschlicher Gliedmaße nicht nur von der kinematischen Kompatibilität des Gelenkmechanismus, sondern z. B. auch von der Passform der MRS, der Riemenspannung oder dem individuellen Körperbau abhängig. In dieser Arbeit wird deshalb eine Metrik definiert, die auf den Messdaten von an der MRS angebrachten 3D-Kraftsensoren basiert. Die Sensoren messen also die Interaktionskräfte zwischen den menschlichen Gliedmaßen und dem Exoskelett.

4.6.1 Metrik zur Evaluation der kinematischen Kompatibilität

Wie in Kapitel 2.2 dargelegt, führen Ausrichtungsfehler der korrespondierenden Mensch-Exoskelett-Achsen zu erhöhten Scher- und Druckkräften an der MRS, so dass durch die Messung dieser Interaktionskräfte Aussagen über die kinematische Kompatibilität getroffen werden können. Die Metrik M setzt sich aus den zwei Teilen M_1 und M_2 zusammen. Der erste Teil M_1 soll Aussagen über den zu erwartenden Tragekomfort des Systems ermöglichen, der zweite Teil M_2 soll Auskunft über die Bewegungen der MRS relativ zur menschlichen Gliedmaße geben.

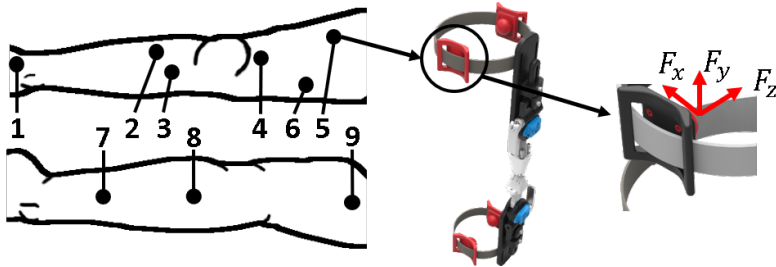


Abbildung 4.39: Messpunkte für den PPT an verschiedenen Stellen des Beins (links, nach Pons (2008)) und Anordnung der Kraftsensoren am Exoskelett (rechts).

Die Messung der Kräfte erfolgt an mindestens einem Beinsegment, welches mit dem Gelenk verbundenen ist. Die Sensoren werden dabei so positioniert, dass ihre Position mit den aus der Literatur bekannten Messpunkten des PPT übereinstimmt. Soll beispielsweise die kinematische Kompatibilität am Kniegelenk ermittelt werden, können Kraftsensoren an der MRS am Ober- bzw. Unterschenkel verwendet werden. Die Kraftsensoren messen die Druckkraft F_z und die Scherkräfte F_y sowie F_x bezogen auf ihr lokales Koordinatensystem. Eine genaue Beschreibung der während den Experimenten verwendeten Prototypen folgt in Abschnitt 4.6.3.

Tabelle 4.19: Messwerte für den PPT an den verschiedenen Messpunkten am menschlichen Bein (Tabelle verändert aus Pons 2008).

Messpunkt	P1	P2	P3	P4	P5
PPT [kPa]	281,7	545,5	588,1	628,1	482,7
Messpunkt	P6	P7	P8	P9	
PPT [kPa]	281,9	557,7	416,6	470,5	

Abbildung 4.39 zeigt typische in der Literatur verwendete Messpunkte für den PPT an verschiedenen Stellen des Beins, in Tabelle 4.19 sind die dazugehörigen Messwerte aufgelistet. Aus Studien ist bekannt, dass der PPT eine starke probandenspezifische Abhängigkeit aufweist (Pelfort u. a. 2015), sich

bei langanhaltendem Druck auf eine Körperstelle verringert (Pons 2008) und sich durch Kontraktion der sich unter der Messstelle befindenden Muskeln verändert (Kadetoff u. a. 2007). Augmentierende Exoskelette werden tendenziell über einen langen Zeitraum (z. B. über einen ganzen Arbeitstag) hinweg getragen. Deshalb werden die PPTs in dieser Arbeit auf 10 % der aus der Literatur bekannten Werte verringert und das Verhältnis aus der maximal während einer Bewegung gemessenen Kraft zum PPT an der jeweiligen anatomischen Position (PPT_i) gebildet. Die Kraft zum Zeitpunkt t während einer Bewegung am Sensor i ($FN_{i,t}$) ergibt sich aus der euklidischen Norm der drei Kräfte F_x , F_y und F_z . Da das Exoskelett möglichst bei allen Bewegungen geringe Kräfte auf den Probanden aufprägen sollte, werden alle Bewegungsaufnahmen eines Probanden für die Berechnung der Metrik $M_{1,p}$ zusammengefasst. Diese ergibt sich damit für den Probanden p zu:

$$M_{1,p} = \max \left(\frac{FN_{i,t}}{0.1 \cdot PPT_i} \right). \quad (4.13)$$

Hohe Werte von $M_{1,p}$ deuten also auf insgesamt hohe Interaktionskräfte und damit auf einen schlechten Tragekomfort hin. Gleichzeitig führen hohe Druckkräfte $F_{i,z}$ auch zu höheren Scherkräften $F_{i,x}$ und $F_{i,y}$, da bei einer hohen Normalkraft größere Scherkräfte benötigt werden, um das Exoskelett relativ zum Bein zu bewegen. Um Aussagen über die Verschiebungen des Exoskeletts relativ zum menschlichen Bein zu treffen, werden deshalb bei der Berechnung der Metrik M_2 die Verhältnisse von $F_{i,x}$ bzw. $F_{i,y}$ zu $F_{i,z}$ betrachtet. Diese Vorgehensweise soll probandenspezifische Einflüsse minimieren.

Besitzt ein Proband beispielsweise nur sehr wenig Weichgewebe unter der Haut, ergibt sich bei Muskelkontraktion eine größere Volumenänderung des Beinsegments als bei einem Probanden mit hohem Weichgewebeanteil. Diese große Volumenänderung führt zu hohen Druckkräften und dadurch auch zu höheren Scherkräften bei Relativbewegungen des Exoskeletts. Wird zunächst der Betrag der Einzelkräfte gebildet, dieser über die Zeit t einer Bewegung integriert und dann die Verhältnisse gebildet, lassen sich Aussagen

über die kinematische Kompatibilität des Exoskeletts während der gesamten Bewegung treffen. Da es sich um einen diskreten Datensatz handelt wird die Trapezregel angewendet, um die Integrale näherungsweise zu bestimmen. Das Integral $I_{F_{i,x},b,p}$ ergibt sich für den Betrag der Kraft $F_{i,x}(t)$ an einem Sensor i für eine bestimmte Bewegung b und einen Probanden p zu:

$$I_{F_{i,x},b,p} = \frac{1}{2} \sum_{n=1}^N (t_{n+1} - t_n) \cdot [F_{i,x}(t_n) + F_{i,x}(t_{n+1})]. \quad (4.14)$$

Die Metrik $M_{2,b,p}$ für eine einzelne Bewegungsaufnahme b eines Probanden p an einem Sensor i ergibt sich aus dem Durchschnitt der beiden Verhältnisse

$$M_{2,i,b,p} = \frac{1}{2} \cdot \left(\frac{I_{F_{i,x},b,p}}{I_{F_{i,z},b,p}} + \frac{I_{F_{i,y},b,p}}{I_{F_{i,z},b,p}} \right). \quad (4.15)$$

Generell sind über $M_{2,i,b,p}$ also Aussagen möglich, wie stark sich das Exoskelett entlang der x- und y-Achse des Kraftsensors während einer Bewegung verschoben hat. Hohe Werte deuten auf starke Verschiebungen hin, geringe Werte dementsprechend auf geringe Verschiebungen. Die Metrik $M_{2,b,p}$ für eine Bewegung und alle Sensoren eines Probanden berechnet sich aus dem Durchschnitt der Werte von $M_{2,i,b,p}$.

$$M_{2,b,p} = \frac{1}{S} \cdot \left(\sum_{i=1}^S M_{2,i,b,p} \right) \quad (4.16)$$

Für jede Bewegungsaufnahme ergibt sich die Metrik $M_{p,b}$ aus dem Produkt der beiden Teilmetriken $M_{1,p}$ und $M_{2,b,p}$:

$$M_{p,b} = M_{1,p} \cdot M_{2,b,p}. \quad (4.17)$$

Die Metrik M für eine mechanische Konfiguration, also beispielsweise einen Gelenkmechanismus berechnet sich als Durchschnitt, der sich aus allen Bewegungsaufnahmen der Probanden ergebenden Metrik $M_{b,p}$.

4.6.2 Experimente

Bei der Erfassung der Interaktionskräfte zwischen Exoskelett und Benutzer wird jedes der drei Gelenke isoliert betrachtet und dabei die in den Abschnitten 4.3.3, 4.4.3 und 4.5.2 vorgestellten Prototypen verwendet. Um Einflüsse durch eine Aktuierung oder die Regelung auszuschließen sind die Prototypen nicht aktuiert. Die Probanden führen mit dem System sechs verschiedene Bewegungstypen mit jeweils fünf Wiederholungen aus, wobei die Kräfte und die Daten von zwei inertialen Messeinheiten (IMUs) aufgezeichnet werden. Die Bewegungstypen sollen grundlegende Bewegungsabläufe bei Alltagsaufgaben darstellen und gliedern sich in die Gangbewegungen *Vorwärtslaufen (WF)*, *Rückwärtslaufen (WB)*, *Linkskurve (TL)* sowie *Rechtskurve (TR)* und die Hebebewegungen *Objekt heben (LO)* und *Objekt abstellen (DO)*. Eine weitere Datenaufnahme, bei der der Proband in aufrechter Position stillsteht (*Stand*, kurz *ST*), dient dazu, die initial nach dem Anziehen des Exoskeletts wirkenden Kräfte zu ermitteln, die als Offset von den während den Gangbewegungen aufgezeichneten Kräften subtrahiert werden.

Wie in der Simulation ist es zudem möglich die mechanische Konfiguration des Exoskeletts zu verändern, während der Benutzer das System trägt und so unter den gleichen Voraussetzungen, d.h. mit der gleichen Grundeinstellung (beispielsweise Riemenspannung oder Positionierung) des Exoskeletts, die mechanischen Konfigurationen miteinander zu vergleichen. Der Ablauf der Experimente gliedert sich für jede mechanische Konfiguration in vier Abschnitte:

- Eingewöhnungsphase, in der sich der Benutzer frei mit dem System bewegen darf
- Drei Aufnahmen von *Stand*
- Jeweils fünf Aufnahmen der sechs Bewegungstypen in zufälliger Reihenfolge
- Veränderung der mechanischen Konfiguration

4.6.3 Ergebnisse

Zur Durchführung der Experimente werden an den Mensch-Roboter-Schnittstellen (MRS), der in den vorherigen Abschnitten vorgestellten Prototypen, 3D-Kraftsensoren¹⁸ angebracht. Aufgrund der kugelförmigen Ausprägung der Sensoren ergeben sich unterschiedliche Werte für den maximalen Messbereich, die Auflösung und die maximale Deformation der Kugel bei Druck- (100 N, 6.25 mN, 3 mm) und Scherbelastungen (25 N, 7 mN, 2.5 mm). Die analogen Signale von bis zu vier Sensoren werden mit einer Abtastrate von 1000 Hz erfasst und mit einer Frequenz von 100 Hz an einen externen Rechner weitergeleitet. Da die Verformungen der Halbkugel im Vergleich zu ihrem Radius (30 mm) gering sind, wurden die Sensoren in 3D-gedruckte Schnittstellen integriert, was eine variable Positionierung auf den orthetischen Riemen erlaubt. Die IMUs¹⁹ zeichnen die Gelenkwinkel und die Linearbeschleunigungen um, bzw. entlang der Raumachsen mit einer Frequenz von 80 Hz auf und sind jeweils am Körpersegment vor und nach dem betrachteten Gelenk angebracht.

Hüftgelenk

Für die experimentelle Evaluation der kinematischen Kompatibilität wurde der Gelenkmechanismus für das Hüftgelenk mit einem Rucksack verbunden. Der Rucksack verfügt über zwei Schultergurte sowie einen Hüftgurt und erlaubt damit eine gute Fixierung des Exoskeletts am Oberkörper des Benutzers (vgl. Abbildung 4.46b). Der in Abschnitt 4.3.4 vorgestellte Prototyp wurde außerdem um zwei 3D-Kraftsensoren sowie zwei IMUs ergänzt, die sich jeweils am Rücken und am Oberschenkel des Benutzers, also am Anfang und Ende der kinematischen Kette befinden (vgl. Abbildung 4.40). Sensor F_2 kann dabei so positioniert werden, dass seine Position mit dem

¹⁸ OMD-100N, OnRobot A/S, Odense Dänemark

¹⁹ BNO055, Robert Bosch GmbH, Stuttgart

PPT-Messpunkt $P5$ übereinstimmt. Für den PPT am unteren Rücken wird in dieser Arbeit der Wert (320 kPa) aus Huysamen u. a. (2018) verwendet.

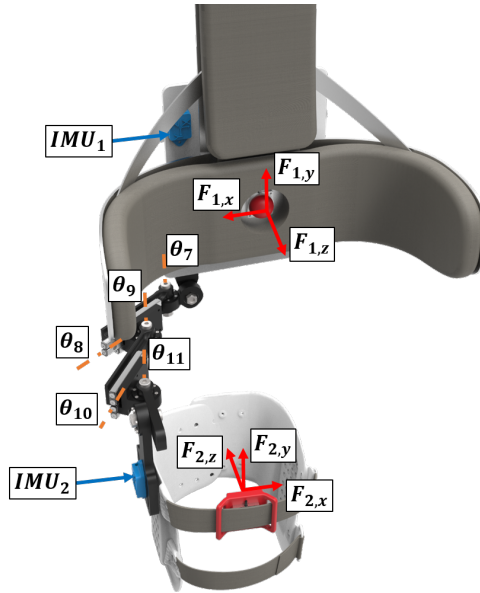


Abbildung 4.40: Rendering des sensorisierten Prototyps zur experimentellen Evaluation der kinematischen Kompatibilität am Hüftgelenk.

Um während den Experimenten verschiedene mechanische Konfigurationen mit dem System zu realisieren, kann an den Gelenken θ_7 bis θ_{11} über Schraubverbindungen ein Formschluss der durch das Gelenk verbundenen Einzelteile hergestellt und die Gelenke damit deaktiviert werden. Dies ermöglicht die Abbildung der mechanischen Konfigurationen K_1 bis K_4 , die auch in der Simulation (vgl. Abschnitt 4.3.2) miteinander verglichen wurden. Zu Beginn der Experimente befindet sich das Exoskelett in der restriktivsten mechanischen Konfiguration $MK4$ d.h., dass die Drehgelenke θ_7 bis θ_{11} sowie die Schubgelenke d_8 und d_{10} deaktiviert sind. Bei dieser Konfiguration treten in den Simulationen große Positions- und Orientierungsfehler

auf. Nachdem alle Bewegungstypen vom Probanden mit *MK4* ausgeführt wurden, werden zunächst die Schubgelenke d_8 und d_{10} aktiviert, also *MK3* realisiert und die Aufnahmen wiederholt. Schrittweise werden in der dritten und vierten Phase des Experiments die Drehgelenke θ_{11} sowie θ_7 (entspricht *MK2*) und das Drehgelenk θ_9 aktiviert, so dass in der letzten Phase die in Abschnitt 4.3.1 entwickelte mechanische Konfiguration mit insgesamt zehn Gelenken entsteht.

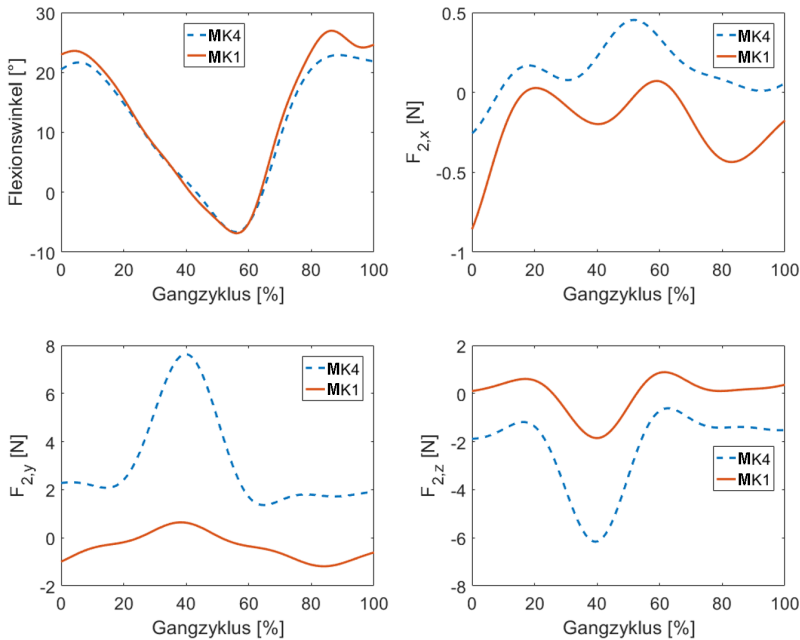


Abbildung 4.41: Vergleich von Flexionswinkel und den am Sensor F_2 gemessenen Interaktionskräften am Oberschenkel bei Ausführung eines Doppelschritts mit *MK1* und *MK4*.

Um erste Rückschlüsse über die kinematische Kompatibilität zu ziehen, werden zunächst die Gelenkwinkel und Sensorkräfte von verschiedenen mechanischen Konfigurationen miteinander verglichen. Abbildung 4.41 zeigt

den durchschnittlichen Flexionswinkel und die durchschnittlichen Kräfte am Sensor F_2 aus fünf Bewegungsaufnahmen eines Probanden, der einen Doppelschritt mit den mechanischen Konfigurationen $MK1$ und $MK4$ ausführt. Für den Flexionswinkel ergeben sich während des physiologischen Gangs nur geringe probandenspezifische Abweichungen, da dieser Bewegungsfreiheitsgrad die Fortbewegung ermöglicht. Von den Kräften wurde der im Stand ermittelte Offset bereits subtrahiert, so dass die Werte den durch die Bewegung induzierten Kräften entsprechen. Druckkräfte auf den Sensor (F_z) ergeben ein negatives Vorzeichen.

Generell ähnelt der Verlauf des Flexionswinkel mit Exoskelett dem Verlauf des physiologischen Gangs. Der maximale Extensionswinkel tritt kurz vor Beginn der Schwungphase auf, der maximale Flexionswinkel während der Schwungphase bei ca. 85 % des Gangzyklus. Betrachtet man allerdings die Werte an den Extrempunkten, sind diese sowohl bei der Verwendung von $MK1$ als auch bei der Verwendung von $MK4$ geringer als während des physiologischen Gangs. Der maximale Extensionswinkel beträgt bei $MK1$ sowie $MK4$ $7,5^\circ$ und liegt damit um ca. $5,5^\circ$ unter dem Wert während des physiologischen Gehens. Gleichzeitig liegt der maximale Flexionswinkel mit $MK1$ mit $26,9^\circ$ deutlich näher am Maximum des physiologischen Gangs (32°) als mit $MK4$ ($22,9^\circ$). Dies gilt auch für den Verlauf des Flexionswinkels in der späten Schwungphase (80–100 % des Gangzyklus), der bei $MK1$ deutlich natürlicher ist als bei $MK4$. Insgesamt sind also für die Konfiguration $MK1$ sowohl der Verlauf als auch die Maximalwerte des Flexionswinkels näher am physiologischen Gangbild als bei $MK4$. Dies lässt auf eine bessere kinematische Kompatibilität von $MK1$ schließen, da der Benutzer seinen Gang in geringerem Maße an die Eigenschaften des Exoskeletts anpasst.

Ein Vergleich der Interaktionskräfte am Sensor F_2 für beide mechanischen Konfigurationen führt zu einem ähnlichen Ergebnis. Die Scherkräfte $F_{2,x}$ sind bei $MK1$ und $MK4$ mit Messwerten zwischen $-0,8$ und $0,4$ N relativ gering und auf einem ähnlichen Niveau. Der Maximalwert der Scherkraft $F_{2,y}$ ist bei Verwendung von $MK4$ mit $7,6$ N allerdings deutlich höher als bei

Verwendung von *MK1* (0,6 N). Bei beiden Konfigurationen tritt der Maximalwert während der Standphase bei 40 % des Gangzyklus auf, also an dem Punkt an dem die Ferse angehoben wird. In dieser Phase müssen von der Muskulatur hohe Drehmoment um alle drei anatomischen Gelenkachsen generiert werden (konzentrische Muskelkontraktion), wobei gleichzeitig relativ hohe Winkelgeschwindigkeiten auftreten. Durch die Muskelkontraktion ändert sich deshalb das Volumen des Oberschenkels. Sind Ausrichtungsfehler an den korrespondierenden Mensch-Exoskelett-Achsen vorhanden, führen diese aufgrund der hohen Winkelgeschwindigkeiten zu starken Relativbewegungen zwischen Exoskelett und menschlicher Gliedmaße. Gleichzeitig können vom Probanden in dieser Phase, aufgrund der hohen Belastung auf das Standbein nur schwer Ausgleichsbewegungen durchgeführt werden, um seine Bewegungen an die Kinematik des Exoskeletts anzupassen. Der Verlauf von $F_{2,y}$ ist vergleichbar mit dem von $F_{2,z}$. Das Maximum tritt zu einem ähnlichen Zeitpunkt im Gangzyklus auf und ist für *MK4* mit 6,2 N deutlich höher als bei *MK1* (1,9 N). Bei 40 % des Gangzyklus ergeben sich für das Verhältnis von $F_{2,y}$ zu $F_{2,z}$ Werte von 1,22 für *MK4* und 0,31 für *MK1*. Dies lässt den Schluss zu, dass bei Verwendung von *MK1* deutlich geringere Relativbewegungen auftreten als bei *MK4*.

Diese Beobachtung spiegelt sich auch in den Werten der Metrik wieder. Die in Tabelle 4.20 angegebenen Werte für M_1 , M_2 und M entsprechen dem Durchschnitt über alle sechs Probanden. Für die Metrik M ist zusätzlich die Standardabweichung angegeben. Zudem sollten die Probanden nach jedem Durchlauf subjektiv die kinematische Kompatibilität der jeweiligen mechanischen Konfiguration zwischen 1 und 10 bewerten. Diese Bewertung konnte am Ende des Experiments nochmals vorgenommen werden, nachdem der Proband Eindrücke mit allen mechanischen Konfigurationen gesammelt hatte. Die durchschnittliche Bewertung aus den Daten aller Probanden ist in der vorletzten Spalte von Tabelle 4.20 angegeben. Zusätzlich gibt die letzte Spalte den durchschnittlichen Wert des Betrags der Kraft über alle Bewegungen aller Probanden an.

Tabelle 4.20: Durchschnittliche Werte der Metrik für verschiedene mechanische Konfigurationen an der Hüfte.

Mechanische Konfiguration	M_1	M_2	M	Subj. Bewertung	$\varnothing F $ [N]
<i>MK1</i>	0,25	0,40	$0,11 \pm 0,005$	9,3	3,30
<i>MK2</i>	0,29	0,55	$0,16 \pm 0,006$	8,6	3,43
<i>MK3</i>	0,33	0,73	$0,24 \pm 0,006$	7,6	3,85
<i>MK4</i>	0,36	0,75	$0,28 \pm 0,009$	5	4,46

Vergleicht man die mechanischen Konfigurationen *MK4* und *MK1* miteinander, verbessert sich nach der Metrik M die kinematische Kompatibilität um 60,15 % durch die zusätzliche Aktivierung der drei Dreh- und zwei Schubgelenke (vgl. vierte Spalte in Tabelle 4.20). Wird in *MK2* das Drehgelenk θ_9 deaktiviert, wirkt sich dies, wie bereits in der Simulation, auch in den Experimenten auf die kinematische Kompatibilität aus. Diese verringert sich nach der Metrik um 17,85 %, bzw. nach der subjektiven Bewertung um 7,53 % im Vergleich zu *MK1*. Gleichzeitig lässt sich auch feststellen, dass die größte subjektive Verbesserung zwischen den Konfigurationen *MK4* und *MK3* stattfindet, also durch Aktivierung der beiden Schubgelenke d_8 und d_{10} . Dem Empfinden der Probanden nach verbessert dies die kinematische Kompatibilität um 27,96 % (vgl. fünfte Spalte in Tabelle 4.20), nach der Metrik M allerdings nur um 14,29 %. Umgekehrt verbessert sich die kinematische Kompatibilität nach der Metrik stark, wenn zusätzlich die beiden Drehgelenke θ_7 und θ_{11} aktiviert werden, was *MK2* entspricht. Gegenüber *MK3* steigt die kinematische Kompatibilität um 28,57 %, subjektiv allerdings nur um 10,75 %. Insgesamt stimmt das subjektive Empfinden der Probanden aber mit den Werten der Metrik überein, so dass die mechanische Konfiguration mit der besten kinematischen Kompatibilität nach der Metrik auch subjektiv als die mit dem höchsten Tragekomfort empfunden wurde. Vergleicht man die Werte von M_1 und M_2 für die verschiedenen Konfigurationen in Tabelle 4.20

fällt auf, dass die Differenz von M_2 zwischen $MK1$ und $MK4$ mit 0.25 größer ist als bei M_1 (0.11). Durch die Aktivierung der Gelenke ($MK1$) treten also relativ zur Druckkraft geringe Scherkräfte auf als wenn diese deaktiviert sind ($MK4$). Gleichzeitig kann die maximal wirkende Interaktionskraft nicht beliebig reduziert werden, da diese auch von der Verformung des Beinsegments aufgrund von Muskelkontraktion während der Bewegung hervorgerufen wird. Besteht die MRS, wie in dieser Arbeit aus orthetischen Riemen, besteht keine Möglichkeit die Volumenänderung des Beinsegments und die dadurch induzierten Kräfte auszugleichen, so dass die Werte für die Metrik M_1 sich nicht im gleichen Maße verändern wie für die Metrik M_2 .

Kniegelenk

Zur Evaluation des Wälzkontaktgelenks am Knie befinden sich jeweils zwei Kraftsensoren am Ober- und Unterschenkel, wobei deren Position den PPT-Messpunkten $P3$, $P5$, $P8$ und $P9$ entsprechen. Zudem befindet sich am Ober- und Unterschenkelsegment jeweils eine IMU (vgl. Abbildung 4.42).

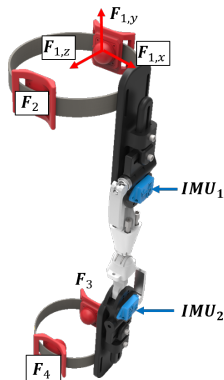


Abbildung 4.42: Sensorisierter Prototyp für die experimentelle Evaluation am Kniegelenk.

Um das Wälzkontaktgelenk mit einer anderen mechanischen Konfiguration zu vergleichen ist es möglich, ein Drehgelenk in den Prototypen einzusetzen.

Wie im vorherigen Abschnitt soll zunächst der durchschnittliche Flexionswinkel von den Bewegungen eines Probanden und die dabei auftretenden Kräfte am Sensor F_2 betrachtet werden.

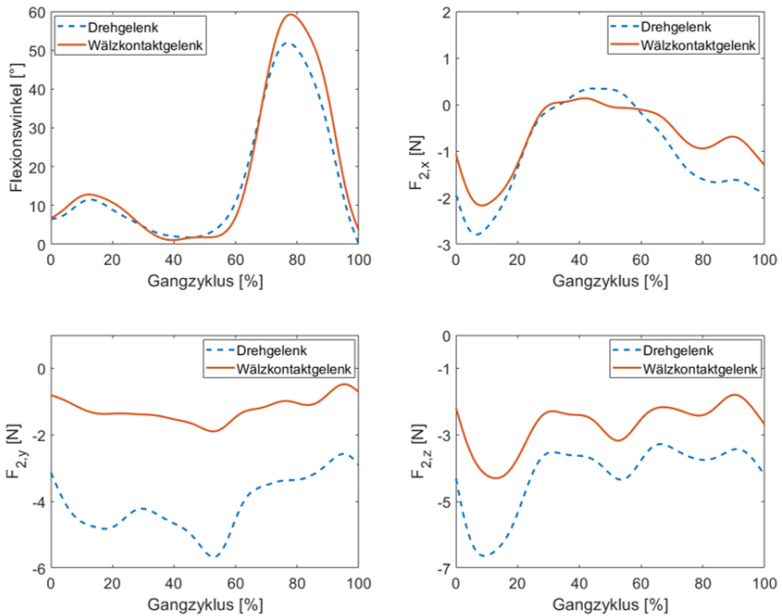


Abbildung 4.43: Vergleich von Flexionswinkel und über den am Sensor F_2 gemessenen Interaktionskräften am Oberschenkel bei Experimenten mit Wälzkontaktgelenk und Drehgelenk am Knie.

In Abbildung 4.43 ist der Flexionswinkel des Exoskeletts dargestellt, der über die beiden IMUs ermittelt wird. Generell sind die Winkelverläufe der beiden Gelenke vergleichbar mit denen des physiologischen Gangs, mit einem lokalen Maximum nach ca. 15 % und dem globalen Maximum nach etwa 75 % des Gangzyklus. Aus Abbildung 4.43 ist ersichtlich, dass das Maximum während der Schwungphase bei Verwendung des Wälzkontaktgelenks mit $59,2^\circ$ deutlich näher an dem des physiologischen Gangs (65°) liegt, als bei der Verwendung des Drehgelenks ($51,9^\circ$).

Wie schon bei der Auswertung des Kraftsensors am Hüftgelenk, treten am Sensor F_2 entlang der x-Achse in etwa dieselben Scherkräfte bei beiden mechanischen Konfigurationen auf. Die maximale Belastung auf den Oberschenkel des Benutzers, bei 10 % des Gangzyklus beträgt 2,2 N mit Wälzkontaktgelenk und 2,8 N mit Drehgelenk. Der Zeitpunkt an dem die Maxima während des Gangzyklus auftreten, korrespondiert mit dem Zeitpunkt an dem auch die Druckkräfte $F_{2,z}$ und der Flexionswinkel in der Standphase maximal sind. Da der Benutzer in dieser Phase des Gangzyklus sein Körpergewicht über das Standbein verschiebt und gleichzeitig die durch die Trägheit der sich bewegenden Körpermasse entstehenden Drehmomente und Kräfte durch das Beugen des Knies dissipiert, treten zu diesem Zeitpunkt sehr hohe Drehmomente im menschlichen Knie auf. Die Kontraktion der Oberschenkelmuskeln führt deshalb zu einem größeren Volumen des Oberschenkels und damit höheren Interaktionskräften. Gleichzeitig kann der Benutzer aufgrund der hohen Belastungen nur schwer Ausgleichsbewegungen ausführen, um Ausrichtungsfehler der Mensch-Exoskelett-Achsen auszugleichen. Insgesamt ist die Scherkraft $F_{2,x}$ in der Standphase geringer, wenn das Wälzkontaktgelenk eingesetzt wird.

Dies gilt auch für die Scherkraft entlang der y-Achse des Kraftsensors. Hier tritt das Maximum bei beiden Gelenkmechanismen kurz vor Beginn der Schwungphase bei ca. 55 % des Gangzyklus auf, beträgt mit Wälzkontaktgelenk aber nur 1,9 N im Vergleich zu maximal 5,7 N mit Drehgelenk. Das globale Minimum (Kraft in negative y-Richtung) für $F_{2,y}$ korrespondiert mit einem lokalen Minimum für $F_{2,z}$. Die Verhältnisse von Scher- zu Druckkraft für die beiden Gelenkmechanismen am globalen Minimum von $F_{2,y}$ betragen 0,6 für das Wälzkontaktgelenk und 1,29 für das Drehgelenk. Zudem sind die Kräfte $F_{2,y}$ bzw. $F_{2,z}$ während des gesamten Doppelschritts für das Wälzkontaktgelenk deutlich geringer.

Die sich aus den Experimenten ergebenden Werte für die Metrik sind in Tabelle 4.21 zusammengefasst. Im Vergleich zum Drehgelenk, verbessert sich die kinematische Kompatibilität mit dem Wälzkontaktgelenk nach der

Metrik um 21,43 % (vgl. vierte Spalte in Tabelle 4.21). Im Vergleich dazu ergab sich in der Simulation eine deutlichere Verbesserung der kinematischen Kompatibilität um 63,12 %. Der Grund hierfür kann im Aufbau des Prototyps und in den verschiedenen Gangstilen der Probanden liegen. Der Prototyp wurde im 3D-Druckverfahren aus ABS gefertigt. Während den Bewegungen verformte sich die Grundstruktur elastisch, wodurch Ausrichtungsfehler des Drehgelenks in geringem Maße ausgeglichen werden. Gleichzeitig beruht die Simulation und die Optimierung der Parameter des Wälzkontaktgelenks auf den Bewegungsaufnahmen von Lafortune u. a. (1992).

Tabelle 4.21: Durchschnittliche Werte der Metrik für verschiedene mechanische Konfigurationen am Kniegelenk.

Mechanische Konfiguration	M_1	M_2	M	$\varnothing F $ [N]
Wälzkontaktgel.	0,49	0,45	$0,22 \pm 0,002$	2,78
Drehgelenk	0,58	0,49	$0,28 \pm 0,002$	3,31

Da jeder Proband allerdings seinen eigenen Gangstil hat, können während den Bewegungen vor allem in Abduktions- und Rotationsrichtung andere Gelenkwinkeltrajektorien auftreten, die das Ergebnis beeinflussen. Gleichzeitig kann aber auch festgehalten werden, dass sich trotz dieser Einflüsse wie in der Simulation eine Verbesserung der kinematischen Kompatibilität ergibt. Dabei sind sowohl die maximal induzierten Kräfte, also die Werte für die Metrik M_1 , als auch das Verhältnis der Scher- zu den Druckkräften (M_2) bei Verwendung des Wälzkontaktgelenks geringer als bei Verwendung des Drehgelenks.

Sprunggelenk

Bei der experimentellen Evaluation des Wälzkontaktgelenks am Sprunggelenk ist es möglich, wie zuvor am Kniegelenk, die mechanische Konfiguration

durch das Einsetzen eines Drehgelenks in den Prototypen zu verändern. Der Einsatz von Kraftsensoren am Fuß bzw. am Schuh des Benutzers, ist aufgrund des begrenzten Bauraums nicht möglich. Deshalb werden nur Interaktionskräfte an den orthetischen Riemen am Unterschenkel gemessen. Die drei dabei eingesetzten Kraftsensoren befinden sich an der Vorder- und Rückseite (vgl. Abbildung 4.44). Zusätzlich befindet sich jeweils eine IMU am Fuß- und am Unterschenkelsegment des Exoskeletts, um die während der Bewegung auftretenden Gelenkwinkel der beiden mechanischen Konfigurationen miteinander zu vergleichen.

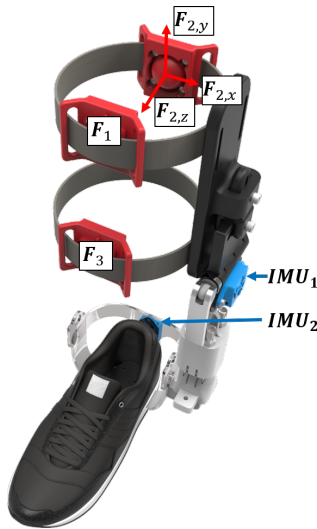


Abbildung 4.44: Sensorisierter Prototyp zur experimentellen Evaluation am Sprunggelenk.

Der Winkelverlauf und die dabei am Sensor F_1 auftretenden Interaktionskräfte während eines Doppelschritts sind in Abbildung 4.45 dargestellt. Wie zuvor wurden dafür, aus den Daten aller Versuche eines Probanden die durchschnittlichen Werte für diese Größen ermittelt. Die Auswertung der anderen Probandendaten ergibt ein ähnliches Ergebnis. Der Winkelverlauf für die Dorsiflexion (negative Werte bedeuten Plantarflexion) ist generell

vergleichbar mit dem Winkelverlauf, der sich für den physiologischen Gang ergibt. Allerdings sind bei den Maximalwerten deutliche Unterschiede bei der Verwendung der beiden Gelenktypen zu erkennen. Der maximale Dorsiflexionswinkel während der Standphase ist mit Drehgelenk mit einem Wert von $14,8^\circ$ deutlich größer als während des physiologischen Gangs (10°) und bei der Verwendung des Wälzkontaktgelenks ($10,6^\circ$).

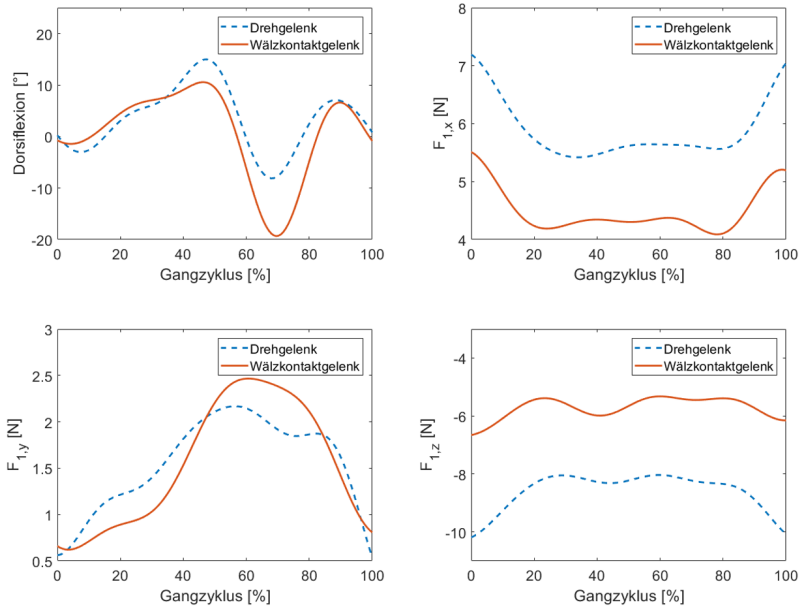


Abbildung 4.45: Vergleich von Flexionswinkel und den am Sensor F_1 gemessenen Interaktionskräften an der Vorderseite des Unterschenkels bei Experimenten mit Wälzkontaktgelenk und Drehgelenk am Sprunggelenk.

Gleichzeitig ergibt sich für die maximale Plantarflexion ein gegenteiliges Verhalten. Mit Drehgelenk beträgt diese nur maximal $8,1^\circ$, während beim physiologischen Gang maximal 19° erreicht werden. Dies wird vom Wälzkontaktgelenk (maximale Plantarflexion von $19,3^\circ$) deutlich besser abgebildet. Während der Schwungphase ergibt sich zudem für alle Probanden im

Vergleich zum physiologischen Gang ein deutlich erhöhter Dorsiflexionswinkel. Dieses Verhalten hängt mit hoher Wahrscheinlichkeit mit dem Tragen des Exoskeletts zusammen.

Qualitativ betrachtet sind die Verläufe der Interaktionskräfte am Sensor F_1 für beide mechanische Konfigurationen sehr ähnlich. Allerdings ergeben sich für die Scherkraft $F_{1,x}$ und die Druckkraft $F_{1,z}$ deutlich geringere Werte, wenn das Wälzkontaktgelenk im Prototyp eingesetzt ist. Der Unterschied beträgt für $F_{1,x}$ durchschnittlich 1,3 N oder 24 %, bei $F_{1,z}$ durchschnittlich 3,1 N oder 37 %. Zudem fällt auf, dass diese beiden Kräfte zu Beginn der Standphase und am Ende der Schwungphase maximal sind. Dies bedeutet, dass sich durch die Bewegung des Unterschenkels während der Schwungphase und durch das Aufsetzen des Beins zu Beginn der Standphase, der Rahmen des Exoskeletts in laterale und anteriore Richtung verschiebt.

Während der Standphase und zu Beginn der Schwungphase verschiebt sich der Rahmen zudem in proximale Richtung, da das Verhältnis von $F_{1,y}$ zu $F_{1,z}$ in diesem Zeitraum kontinuierlich ansteigt. Wird das Bein im zweiten Teil der Schwungphase wieder nach vorne bewegt, verringern sich die Werte von $F_{1,y}$ wieder, der Oberschenkelrahmen des Exoskeletts verschiebt sich also zurück in distale Richtung. Dieses Verhalten kann sowohl mit dem Drehgelenk als auch mit dem Wälzkontaktgelenk beobachtet werden.

Tabelle 4.22: Durchschnittliche Werte der Metrik für verschiedene mechanische Konfigurationen am Sprunggelenk.

Mechanische Konfiguration	M_1	M_2	M	Subj. Bewertung	$\varnothing F $ [N]
Wälzkontaktgel.	0,31	0,62	$0,21 \pm 0,007$	8,5	3,42
Drehgelenk	0,41	0,71	$0,31 \pm 0,008$	5,3	5,33

Zusammenfassend ergeben sich bei Verwendung des Wälzkontaktgelenks natürlichere Verläufe für den Dorsiflexionswinkel und eine Reduktion der

Kräfte $F_{1,x}$ sowie $F_{1,z}$ über einen Gangzyklus. Die zuvor beschriebenen Ergebnisse spiegeln sich auch in der Metrik (vgl. vierte Spalte in Tabelle 4.22) über alle Bewegungen und alle Probanden wieder. Wird das Wälzkontaktgelenk im Prototyp verbaut, verbessert sich die kinematische Kompatibilität nach der Metrik um 32,3 % relativ zum Drehgelenk. Wie schon am Kniegelenk, ist diese Verbesserung nicht so stark wie nach den Simulationen anzunehmen war. Dort liefert das Wälzkontaktgelenk eine relative Verbesserung um 66,3 % zum Drehgelenk. Die Gründe sind wie für das Kniegelenk in den unterschiedlichen Gangstilen der Probanden und dem Aufbau des Prototyps zu suchen. Dem subjektiven Empfinden der Benutzer nach, steigert sich die kinematische Kompatibilität mit dem Wälzkontaktgelenk um 60,3 % relativ zum Drehgelenk.

4.6.4 Zusammenfassung

Zusammenfassend, spiegelt die Metrik das subjektive Empfinden der Probanden und die in den Simulationen erzielten Ergebnisse für die kinematische Kompatibilität wieder. Die Verwendung von 3D-Kraftsensorik an der Mensch-Roboter-Schnittstelle erlaubt es, im Gegensatz zu den bisherigen Ansätzen aus der Literatur, Aussagen über die Relativbewegungen des Exoskeletts zum menschlichen Bein zu treffen und damit das Trageverhalten von verschiedenen Gelenkmechanismen zu vergleichen. Allerdings zeigen die Ergebnisse auch, dass die Metrik durch die vom Benutzer ausgeführte Bewegung beeinflusst wird. Führen die Benutzer den gleichen Satz an Bewegungstypen durch, ergeben sich jedoch geringe Standardabweichungen, wenn man die Ergebnisse der Benutzer über alle Bewegungstypen vergleicht. Dabei ist es von großer Bedeutung die Kräfte, die durch das Anziehen des Systems, also beispielsweise durch verschiedene Vorspannungen der Riemen entstehen von den Messwerten zu subtrahieren, so dass nur die durch die eigentlich ausgeführte Bewegung induzierten Kräfte zur Bewertung der kinematischen Kompatibilität verwendet werden.

4.7 Realisierung eines zweibeinigen Exoskeletts

Aufgrund der Ergebnisse aus den vorherigen Abschnitten, wurden die Gelenkmechanismen in ein zweibeiniges Exoskelett integriert. Abbildung 4.46a zeigt das realisierte Gesamtsystem. Da sich die Gelenkmechanismen auf benutzerspezifische Parameter anpassen, muss diese Eigenschaft auch für die, die Gelenkmechanismen verbindende Struktur des Exoskeletts gelten. Über Exzentranspanner ist es daher möglich, die Segmentlänge der Ober- und Unterschenkelkonstruktion auf die Länge des jeweiligen Segments des Benutzers zu skalieren. Zusätzlich sind Einstellmöglichkeiten vorgesehen um die Position, den Abstand entlang der Sagittalachse und die Orientierung der MRS auf den anatomischen Aufbau des Trägers einzustellen.

Die Konstruktion besteht aus dem aktuierten Hüftgelenk, welches über einen Rucksack mit dem Oberkörper des Benutzers verbunden ist, einstellbaren Ober- und Unterschenkelsegmenten und jeweils einem aktuierten Wälzkontaktgelenk am Knie- und Sprunggelenk. Um das System mit dem Bein des Trägers zu koppeln, sind 3D-gedruckte Schalen an der Vorder- und Rückseite des jeweiligen Beinsegments vorgesehen. In den Schalen sind die Kraftsensoren, die zuvor in den Experimenten benutzt wurden integriert. Auf Basis der Segmentlängen aus DIN 33402-2:2005-12 (2005), kann die Länge der Exoskelettsegmente um 78 mm am Ober- und Unterschenkel verstellt werden. Insgesamt sind pro Bein 15 werkzeuglose Verstellmöglichkeiten integriert und in Abbildung 4.46a dargestellt. Zudem wurden die Prototypen der Gelenkmechanismen in ein passives Exoskelett integriert, dass in Abbildung 4.46b dargestellt ist.

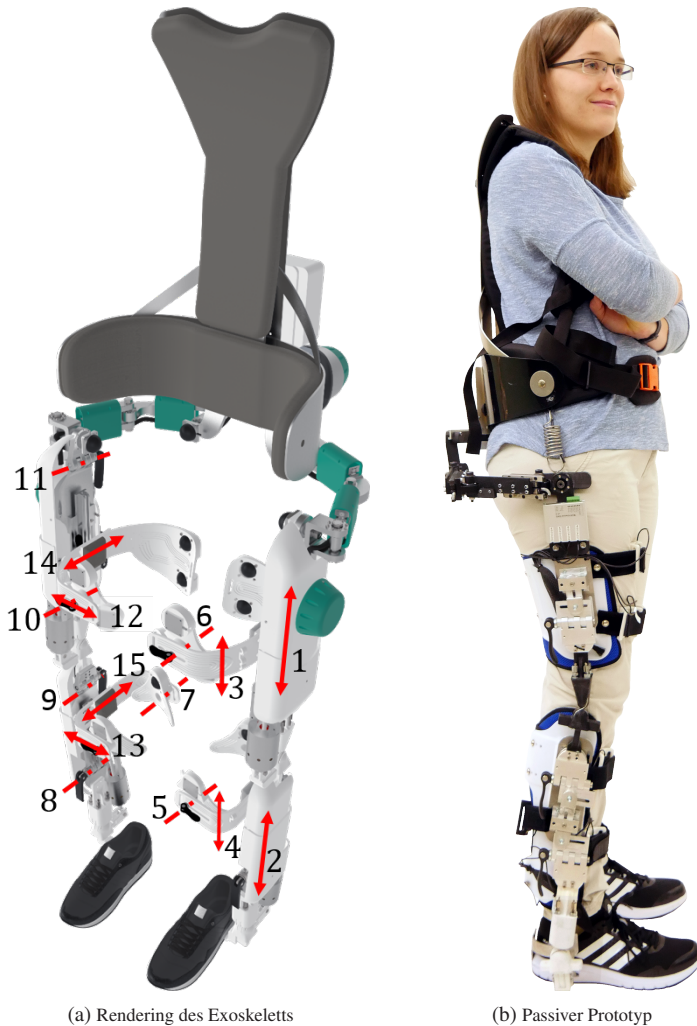


Abbildung 4.46: Zweibeiniges Exoskelett mit den entwickelten Gelenkmechanismen und 15 werkzeuglosen Skalierungs- und Einstellmöglichkeiten. 1: Segmentlänge des Oberschenkels, 2: Segmentlänge des Unterschenkels, 3: Position der MRS am Oberschenkel, 4: Position der MRS am Unterschenkel, 5,6,7: Verdrehung der MRS, 8,9,10,11: Verdrehung der Segmente relativ zur Gelenkachse, 12,13: Verschiebung der MRS in mediolaterale Richtung, 14,15: Verschiebung der MRS in anteriore/posteriore Richtung.

5 Regelung und Bewegungsklassifikation mit Kraft- und Lagesensorik

Dieses Kapitel beschreibt den grundlegenden Entwurf einer oberen und mittleren Regelungsebene für ein Exoskelett der unteren Extremitäten. Die dabei verwendeten Sensoren sollen ausschließlich am Exoskelett selbst angebracht, also über der Kleidung tragbar sein und eine Klassifikation des aktuellen Bewegungszustands in möglichst kurzer Zeit ermöglichen. Zunächst wurden zu diesem Zweck ein heuristischer regelbasierter Klassifikator und ein endlicher Zustandsautomat untersucht. Jedem Zustand ist ein Bewegungstyp zugeordnet, für den z. B. eine Bewegungstrajektorie hinterlegt ist. Dieser Ansatz erbringt allerdings nur gute Ergebnisse, wenn die Klassengrenzen manuell auf den jeweiligen Benutzer abgestimmt wurden. Um dieses Ergebnis zu verbessern, wird deshalb im zweiten Teil dieses Kapitels die Bewegungsklassifikation mit Hidden Markov Modellen (HMM) untersucht. Dafür wird ein Datensatz mit zehn Probanden, die 13 verschiedene Bewegungen mit einem passiven Exoskelett durchführen aufgenommen. Insgesamt werden also 1300 Bewegungsaufnahmen für das Training und zum Testen der Modelle verwendet. Die Ergebnisse zeigen, dass die 13 Bewegungstypen bei einer Fenstergröße von 300 ms mit einer Korrektklassifikationsrate von 92,8 % klassifiziert werden können. Teile der Arbeit wurden in Beil u. a. (2015) und Beil u. a. (2018b) publiziert.

5.1 Regelungsentwurf basierend auf einem heuristischen regelbasierten Klassifikator

Der erste Entwurf der Regelung wurde auf dem *KIT-EXO-1* getestet und dafür insgesamt fünf 1D-Kraftsensoren (*Force Sensing Resistors*, kurz FSR) in dafür entwickelten 3D-gedruckten Schnittstellen am Ober- und Unterschenkel, sowie unter der Fußsohle des Benutzers angebracht. Diese messen die Interaktionskräfte zwischen Benutzer und Exoskelett an den orthetischen Riemen (vgl. Abbildung 5.1), bzw. im Schuh. Die Sensoren S_1 , S_2 und S_3 befinden sich über den größten an der Knieflexion beteiligten Muskeln (*M. rectus femoris*, *M. biceps femoris*) und erlauben für den Fall, dass der Fuß Bodenkontakt hat (Closed Loop) Rückschlüsse auf das am Kniegelenk wirkende Drehmoment. In dieser Phase erhöht sich das Volumen des Oberschenkels aufgrund der Muskelkontraktion. Während der Schwungphase (Open Loop) ist dies über den Sensor S_4 möglich, da die Gliedmaße beim Schwingen des Beins eine Kraft auf den Sensor ausübt. Zusätzlich detektieren die Sensoren S_5 und S_6 Bodenkontakte der Ferse.

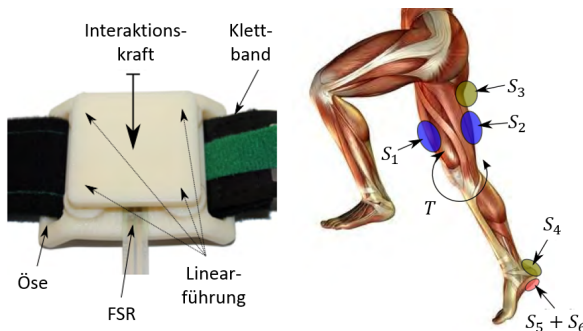


Abbildung 5.1: Schnittstelle mit integriertem FSR (links) und Anordnung der Sensoren am menschlichen Bein (rechts). Verändert aus Beil u. a. (2015), © 2015 IEEE.

Über die gewichtete Summe der Messwerte kann auf das wirkende Drehmoment T am Kniegelenk geschlossen und die Größe $F_{Control}$ berechnet werden.

Um den Einfluss der Riemenspannung zu verringern, muss der Benutzer nach jedem Anziehen des Exoskeletts über eine Zeitspanne von 2 s aufrecht stehen. Der Durchschnittswert der dabei gemessenen Sensorwerte wird bei der Berechnung von $F_{Control}$ vom aktuellen Messwert am jeweiligen Sensor als Offset subtrahiert. Mit der am Sensor i gemessenen Kraft $S_i(t)$ zum Zeitpunkt t , dem Offset O_i und den Gewichten w_i ergibt sich $F_{Control}$ zu:

$$F_{Control}(t) = w_1 \cdot (S_1(t) - O_1) - \sum_{i=2}^4 w_i \cdot (S_i(t) - O_i). \quad (5.1)$$

Auf Basis dieser Gleichung ist es möglich, einen PID-Regler (Proportional Integral Derivative Controller) zu entwerfen, der je nach Betrag und Richtung von $F_{Control}$ Geschwindigkeitsvorgaben für den Aktuator am Kniegelenk generiert. Wird als Führungsgröße der Wert 0 vorgegeben ergibt sich damit eine Nullkraftregelung, die die Differenz der Interaktionskräfte posterior und anterior des Beins auf einem ähnlichen Niveau hält. Das Exoskelett bildet also die Bewegungen des Benutzers ab.

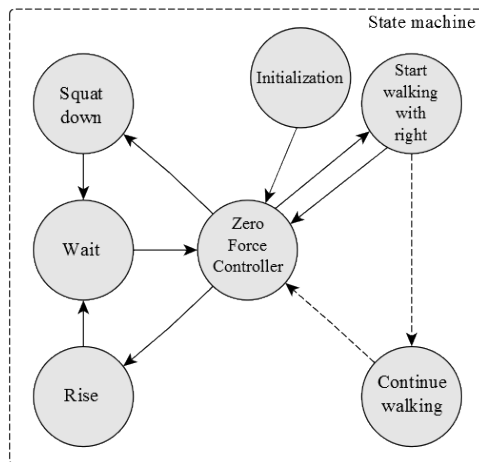


Abbildung 5.2: Endlicher Zustandsautomat für den ersten Regelungsentwurf des *KIT-EXO-1* (Beil u. a. 2015, © 2015 IEEE.).

Ausgehend von diesem Regelungszustand werden im endlichen Zustandsautomaten andere Zustände ausgelöst. Abbildung 5.2 zeigt den Entwurf des Zustandsautomaten, wobei mit *Zero Force Controller* der gerade beschriebene Regler bezeichnet wird. Von dort aus ist es möglich in die Zustände *squat down*, *rise*, *start walking with right (leg)* überzugehen. Für jeden dieser Zustände wurden im System vordefinierte Trajektorien hinterlegt, die dann als Führungsgröße für einen Positionsregler verwendet werden. Die Klassengrenzen setzen sich aus manuell ermittelten Bedingungen zusammen. Dabei werden der Winkel des Drehgelenks am Knie, die Werte der Kraftsensoren S_5 sowie S_6 und die zeitlichen Ableitungen der Kraftsensoren verwendet.

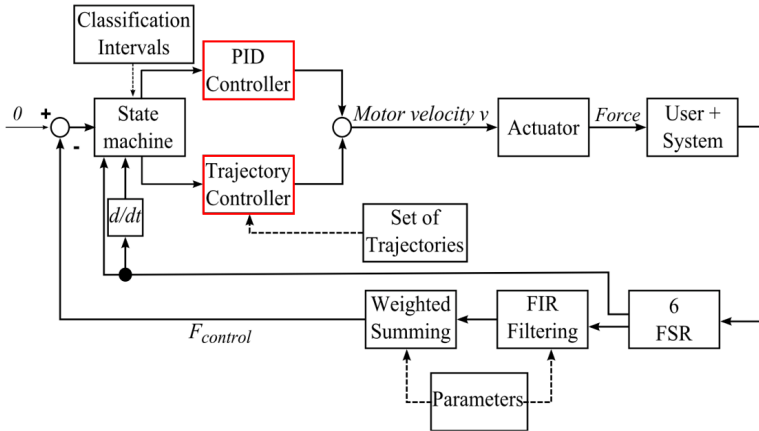


Abbildung 5.3: Regelungsschema für das *KIT-EXO-1* (Beil u. a. 2015, © 2015 IEEE).

Das komplette Regelungsschema zeigt Abbildung 5.3. Je nachdem in welchem Zustand sich der endliche Zustandsautomat befindet, wird entweder der *PID-Controller* oder der *Trajectory Controller* ausgewählt, der die Führungsgröße für die untere Regelungsebene, also den Motorregler generiert. Die Schwellwerte für die Klassengrenzen und die Gewichte zur Berechnung von $F_{Control}$ wurden für einen gesunden Probanden manuell festgelegt. Für diesen Probanden werden die verschiedenen Bewegungen in Versuchen mit

einer Genauigkeit von 95 % vom System erkannt. Führt man die gleichen Experimente allerdings mit anderen untrainierten Probanden durch, sinkt die Klassifikationsgenauigkeit auf Werte von 20 %. Die manuelle Wahl der Klassengrenzen ist deshalb in einem augmentierenden Exoskelett nur bedingt zielführend. Gleichzeitig hängen auch viele aus der Literatur bekannte Ansätze, beispielsweise für Regler mit Gangphasenabhängigkeit oder adaptive Oszillatoren, von einer Klassifikation des aktuellen Bewegungszustands ab (vgl. Kapitel 2.5.1). In den nächsten Abschnitten wird deshalb die Entwicklung eines *High-Level-Controllers* (HLC) dargestellt, der automatisch Muster erkennt und so den aktuellen Bewegungstyp mit Hilfe von Kraftsensoren und inertialen Messeinheiten (IMUs) klassifizieren kann.

5.2 Bewegungsklassifikation mit Hidden Markov Modellen

Hidden Markov Modelle (HMM) eignen sich gut zur Klassifikation, wenn die Eingangsdaten als sequentiellen Zeitreihen vorliegen, da sie eine gewisse Invarianz gegenüber lokalen Zeitdehnungen aufweisen (Bishop 2006). Deshalb werden sie häufig zur Klassifikation von Ganzkörperbewegungen basierend auf kinematischen Daten eingesetzt (vgl. Yamato u. a. 1992, Inamura u. a. 2004, Kulic u. a. 2007, oder Mandery 2017). Da es in dieser Arbeit um die Klassifikation von Zeitreihen geht, werden im Folgenden Notationen und Benennungen verwendet die sich darauf beziehen. Eine Zeitreihe der Länge T , die aus Messdaten $\mathbf{o}_1, \mathbf{o}_2 \dots \mathbf{o}_T$ besteht ist eine multidimensionale Beobachtung \mathbf{O} . Betrachtet man zunächst eine Markov-Kette erster Ordnung, hängt die bedingte Wahrscheinlichkeit der Beobachtung \mathbf{o}_T nur von der vorhergehenden Beobachtung \mathbf{o}_{T-1} ab (Bishop 2006). Die bedingte Wahrscheinlichkeit ergibt sich damit zu:

$$p(\mathbf{o}_t | \mathbf{o}_1, \dots, \mathbf{o}_{t-1}) = p(\mathbf{o}_t | \mathbf{o}_{t-1}). \quad (5.2)$$

Die Wahrscheinlichkeitsverteilung ergibt sich als Produkt der bedingten Wahrscheinlichkeiten:

$$p(\mathbf{o}_1, \dots, \mathbf{o}_T) = p(\mathbf{o}_1) \prod_{t=1}^T p(\mathbf{o}_t | \mathbf{o}_{t-1}). \quad (5.3)$$

Diese Einschränkung ist allerdings für viele Probleme zu stark, um eine gute Prädiktion für eine Beobachtung \mathbf{o}_{t+1} zu erhalten. Erlaubt man eine Vorhersage mit Hilfe der letzten M Beobachtungen ergibt sich eine Markov-Kette M -ter Ordnung, bei der allerdings auch die Anzahl der Parameter exponentiell mit M zunimmt (Bishop 2006), so dass dieser Ansatz für große Werte von M unpraktikabel wird.

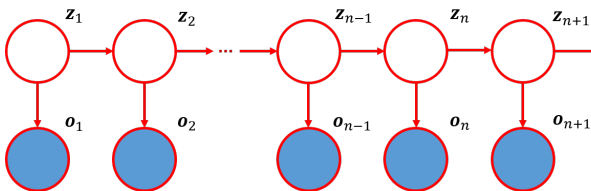


Abbildung 5.4: Grafische Darstellung eines HMM nach Bishop (2006), © 2006 Springer Nature. Jede Beobachtung \mathbf{o} (blau) ist Abhängig vom jeweiligen versteckten Zustand \mathbf{z} (rot).

Zur Lösung dieses Problems wurden sogenannte versteckte bzw. latente Variablen eingeführt, wobei jede Beobachtung \mathbf{o}_t vom Zustand der versteckten Variable \mathbf{z}_t abhängt. Die versteckten Variablen bilden dabei eine Markov Kette erster Ordnung (vgl. Abbildung 5.4).

Die Wahrscheinlichkeitsverteilung für dieses Modell ergibt sich zu:

$$p(\mathbf{o}_1, \dots, \mathbf{o}_T, \mathbf{z}_1, \dots, \mathbf{z}_T) = p(\mathbf{z}_1) \prod_{t=2}^T p(\mathbf{z}_t | \mathbf{z}_{t-1}) \prod_{t=1}^T p(\mathbf{o}_t | \mathbf{z}_t). \quad (5.4)$$

Eine Eigenschaft dieses Modells ist, dass jedes Paar von Beobachtungen durch die versteckten Zustände miteinander verknüpft ist. Nach Bishop

(2006) kann nachgewiesen werden, dass eine prädierte Wahrscheinlichkeitsverteilung $p(\mathbf{o}_{t+1} | \mathbf{o}_1, \dots, \mathbf{o}_t)$ für die Beobachtung \mathbf{o}_{t+1} von allen vorherigen Beobachtungen abhängt. Formal lässt sich ein HMM durch fünf Parameter beschreiben (vgl. Rabiner 1989, Bishop 2006):

- Die Variable N gibt die Anzahl der versteckten Zustände an, wobei der Wert stark vom zugrundeliegenden Problem abhängt. Generell sind die Zustände so miteinander verbunden, dass jeder Zustand von jedem anderen Zustand aus erreicht werden kann. Die individuellen Zustände werden mit $S = S_1, S_2, \dots, S_N$ bezeichnet, und ein Zustand zu einem bestimmten Zeitpunkt t als z_t .
- Die Variable M gibt die Anzahl der Beobachtungen für jeden Zustand, also in diesem Fall, die Anzahl der verwendeten Messwerte an.
- Die Matrix $A = a_{ij}$ beschreibt die Übergangswahrscheinlichkeiten um vom Zustand S_i in Zustand S_j zu gelangen wobei gilt:

$$a_{ij} = p(z_{t+1} = S_j | q_t = S_i), 1 \leq i, j \leq N. \quad (5.5)$$

Für den Fall, dass alle Zustände miteinander verbunden sind gilt zudem: $a_{ij} > 0$ für alle i, j .

- Die Wahrscheinlichkeitsverteilung einer Beobachtung $B = b_j(k)$ für den Zustand j , wobei gilt:

$$b_j(k) = p(v_k(t), |z_t = S_j), 1 \leq j \leq N, 1 \leq k \leq M. \quad (5.6)$$

Bestehen die Beobachtungen aus Zeitreihen, wie im vorliegenden Fall, werden hierfür häufig Normalverteilungen gewählt.

- Die initiale Zustandsverteilung $\pi = \pi_i$, wobei gilt:

$$\pi_i = p(z_1 = S_i), 1 \leq i \leq N. \quad (5.7)$$

Ein HMM kann vollständig mit den Parametern $\theta = \{A, B, \pi\}$ beschrieben werden, wobei folgend die Notation λ_θ für ein HMM verwendet wird. In Rabiner (1989) werden drei Problemstellungen aufgeführt, die in Bezug auf das Arbeiten mit HMMs wichtig sind:

- Das *Evaluation Problem* bezieht sich auf eine effiziente Berechnung der Wahrscheinlichkeit, dass eine Beobachtung O von einem HMM λ_θ erzeugt wurde. Dies ist vor allem wichtig, um aus verschiedenen Modellen das beste Modell auszuwählen. Dazu wird meist der *Forward-Backward-Algorithmus* (Baum u. a. 1967) verwendet, der eine effiziente Berechnung der Wahrscheinlichkeit ermöglicht. Um die Wahrscheinlichkeit $p(O|HMM_k)$ für eine Beobachtung O mit einer bestimmten Anzahl von Datenpunkten für den Zeitraum T für das Modell HMM_k zu berechnen, beträgt der Rechenaufwand abhängig von der Anzahl der Zustände N des Modells nach Rabiner (1989) $2T \cdot N^T$. Besteht das Modell also aus $N = 5$ Zuständen und die Beobachtung aus $T = 100$ Datenpunkten ergeben sich dafür $2 \cdot 100 \cdot 5^{100} = 1.5 \cdot 10^{72}$ Rechenoperationen für ein HMM. Bei Anwendung des *Forward-Backward-Algorithmus* müssen dagegen nur N^2T Rechenoperationen durchgeführt werden, was für das obige Beispiel zu 2500 Berechnungen führt.
- Das *Decoding Problem* befasst sich damit, eine optimale Sequenz von versteckten Zuständen $Z = (z_1, \dots, z_t)$, gegeben eine Sequenz von Beobachtungen $O = (o_1, \dots, o_t)$ und ein Modell λ_θ zu ermitteln. Meist wird dabei die Wahrscheinlichkeit $p(Z|O, \lambda_\theta)$ maximiert und dabei beispielsweise der *Viterbi Algorithmus* verwendet (Viterbi 1967).
- Das *Optimization Problem* passt die Parameter θ eines Modells dahingehend an, dass für eine Sequenz von Beobachtungen $O = (o_1, \dots, o_t)$ die Wahrscheinlichkeit $p(O|\lambda_\theta)$ maximiert wird. Die Lösung des Problems entspricht also dem Trainieren des Modells und eine effiziente

Lösung ist mit dem *Baum-Welch-Algorithmus* (Baum u. a. 1970) möglich, wobei der Algorithmus nur lokale Maxima findet. Mehrfaches Training eines Modells ist deshalb empfehlenswert.

5.2.1 Sensoranordnung am Exoskelett

Aus der Literatur ist bekannt, dass die Verwendung von IMUs zur Bewegungsklassifikation allgemein gute Ergebnisse erbringt (vgl. Mannini u. a. 2012, Panahandeh u. a. 2013, Mannini u. a. 2014), in Bezug auf Exoskelette allerdings ein Großteil der ausgeführten Bewegung als Eingang verwendet werden muss, um gute Ergebnisse zu erreichen. Über IMUs kann allerdings nicht die direkte Interaktion zwischen Benutzer und Exoskelett erfasst werden. Da die Kinematik des Exoskeletts und dessen Regelung die Bewegung des Benutzers beeinflussen können, wird deshalb die Kombination aus IMUs und über das Bein verteilten 3D-Kraftsensoren zur Klassifikation des aktuellen Bewegungszustands verwendet. Zu diesem Zweck wird das in Abbildung 5.5 dargestellte passive Exoskelett für das linke Bein für die Bewegungsaufnahmen mit den Probanden eingesetzt.

Der Grundaufbau des Systems besteht aus den Strukturteilen und Drehgelenken für das Knie- und Sprunggelenk aus dem *KIT-EXO-1*. Allerdings werden die Gelenke nicht aktuiert, so dass keine Aktoren oder die dafür benötigten elektronischen Bauteile vorhanden sind. Die MRS besteht aus fünf orthetischen Riemen, die das System in Kombination mit den Strukturteilen am Ober- und Unterschenkel des Benutzers fixieren. Der Fuß des Benutzers ist über einen Sportschuh¹ mit dem Exoskelett verbunden. In die MRS wurden insgesamt sieben 3D-Kraftsensoren² integriert, um die Interaktionskräfte zwischen Benutzer und Exoskelett zu erfassen (rot in Abbildung 5.5a). Die Positionierung orientiert sich an der, in Abschnitt 5.1 vorgestellten Anordnung für das *KIT-EXO-1*, so dass die Kraftsensoren über

¹ Duramo7, Adidas AG, Herzogenaurach

² OMD-100N, OnRobot A/S, Odense Dänemark

den größten an Bewegungen in der Sagittalebene beteiligten Muskeln liegen. An jedem Segment ist zudem eine IMU³ angebracht, über die eine Messung der Linearbeschleunigungen und Orientierung der Rahmenteile möglich ist (blau in Abbildung 5.5a). Die Daten der Kraftsensoren werden mit einer Frequenz von 100 Hz an einen Rechner außerhalb des Systems übertragen, die Übertragungsfrequenz der IMU-Daten beträgt 80 Hz.

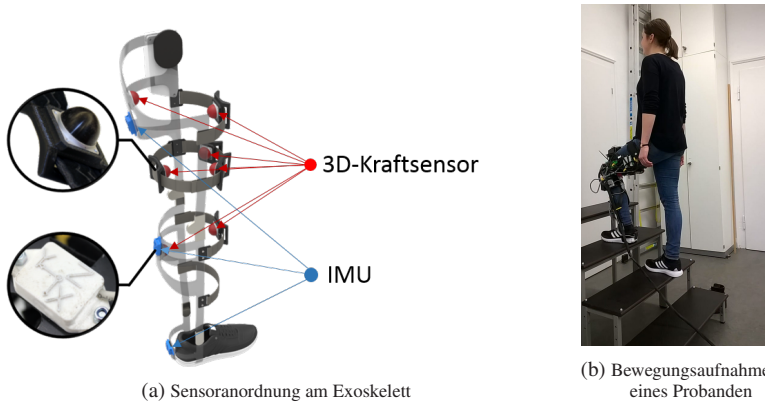


Abbildung 5.5: Passives Exoskelett mit 3 IMUs und 7 3D-Kraftsensoren zur Datenaufzeichnung für die Bewegungsklassifikation. Abbildungen verändert aus Beil u. a. (2018b), © 2018 IEEE.

5.2.2 Modellierung der multimodalen Bewegungsdaten

In dieser Arbeit werden alle Messwerte der gerade beschriebenen Sensoren verwendet. Der Merkmalsvektor setzt sich also aus den aufgezeichneten Messwerten aller IMUs und Kraftsensoren zusammen. Die IMUs messen sowohl die Linearbeschleunigungen entlang des lokalen Koordinatensystems als auch die Orientierung, die über *Euler-Winkel* repräsentiert wird. Für jede IMU ergeben sich so sechs Messwerte, für die drei IMUs kombiniert also 18 Werte im Merkmalsvektor. Über die Kraftsensoren ist eine Messung der Druck- und Scherkräfte bezogen auf das lokale Koordinatensystem des

³ BNO055, Robert Bosch GmbH, Stuttgart

Sensors möglich. Insgesamt werden also drei Kraftwerte pro Sensor aufgezeichnet, so dass sich für die sieben Sensoren 21 Werte ergeben.

Die Datenübertragung von den IMUs zum Rechner erfolgt mit einer geringeren Frequenz als die Übertragung von den Kraftsensoren. Deshalb werden die Datenpunkte der IMUs auf die Frequenz von 100 Hz interpoliert und die Zeitstempel beider Datenströme vereinheitlicht. Der Merkmalsvektor F hat also eine Dimension von 39, wobei als Eingang für den Klassifikationsprozess die Differenz von zwei aufeinanderfolgenden Zeitschritten ($F_t - F_{t-1}$) verwendet wird. Dies soll probandenspezifische Einflüsse, beispielsweise durch verschiedene Gangstile reduzieren. Zudem ist es nur schwer möglich, die Vorspannung der Riemen mit denen das Exoskelett am Bein des Benutzers fixiert ist, bei jedem Probanden exakt gleich einzustellen. Dies führt zu unterschiedlichen Interaktionskräften für jeden Probanden. Durch die Subtraktion von zwei aufeinanderfolgenden Messwerten sollen diese Diskrepanzen verringert werden.

5.2.3 Klassifikation

HMMs werden für Klassifikationsprobleme eingesetzt, die aus mehr als zwei Klassen bestehen, wobei jede Stichprobe nur einer Klasse zugeordnet werden kann, da alle Klassen disjunkt sind. Deshalb wird für jede Klasse, also jeden Bewegungstyp, ein HMM trainiert und über einen Klassifikator die wahrscheinlichste Klasse bestimmt. Die Klassifikation soll online, also während des Betriebs erfolgen. Deshalb wird der Datenstrom in sich überlappende, gleitende Fenster fester Größe unterteilt, also eine feste Anzahl von Merkmalsvektoren konkateniert. Generell gilt, dass größere Fenster zu einer besseren Klassifikationsgenauigkeit führen, allerdings die Latenz, also die Zeit bis zur Klassifikation negativ beeinflussen. Die Werte für die Fenstergröße und für die Intervalle zwischen zwei Fenstern sollten so gewählt werden, dass sich ein guter Kompromiss zwischen Klassifikationsgenauigkeit und Latenz einstellt.

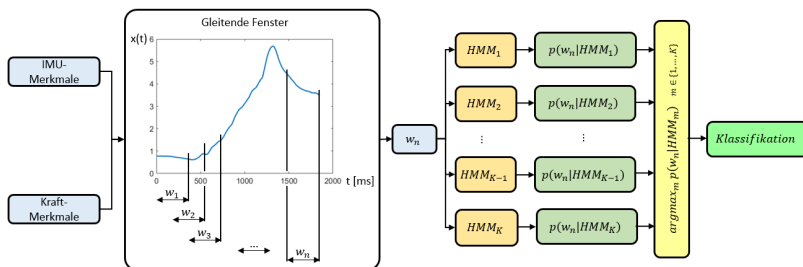


Abbildung 5.6: Schematische Darstellung der Bewegungsklassifikation (Beil u. a. 2018b, © 2018 IEEE).

Beträgt die Fenstergröße beispielsweise 200 ms, wird das erste Fenster 200 ms nach Beginn der Datenaufzeichnung erstellt und enthält dementsprechend bei einer Frequenz von 100 Hz die ersten 20 Merkmalsvektoren. Das zweite Fenster wird nach einer festen Zeit (*Window-Step-Time*) generiert, die bei der Frequenz von 100 Hz mindestens 10 ms beträgt, da nach dieser Zeit ein neuer Merkmalsvektor aus den Messwerten gebildet wird. Die *Window-Step-Time* wird folgend immer auf 10 ms gesetzt, um möglichst oft zu Klassifizieren.

Alle HMMs besitzen eine vollständig verbundene Topologie, das heißt, dass jeder Zustand von jedem anderen Zustand aus erreicht werden kann. Die Matrix A ist also voll besetzt und die Beobachtungen als multivariate Normalverteilungen mit diagonal besetzten Kovarianzmatrizen modelliert. Abbildung 5.6 verdeutlicht die Klassifikation. Im vorliegenden Problem muss eine unbekannte Beobachtungssequenz einer endlichen Anzahl von Klassen (HMM_k) zugeordnet werden. Dafür wird die bedingte Wahrscheinlichkeit $p(w_n | HMM_k)$ unter jedem HMM, mit dem *Forward Algorithmus* als *log-Likelihood* (logarithmierte Likelihood) berechnet, die im Folgenden kurz als *Likelihood* bezeichnet wird. Das Fenster wird demjenigen HMM, also dem Bewegungstyp zugeordnet, für das sich die höchste *Likelihood* unter einem HMM ergibt. Es wird also berechnet, welches HMM am wahrscheinlichsten die Beobachtung erzeugt hätte. Um die Modelle zu trainieren, also das

Optimization Problem zu lösen, wird der *Baum-Welch*-Algorithmus verwendet. Hierfür müssen zunächst Trainingsdaten mit dem vorher beschriebenen Exoskelett aufgenommen werden.

5.2.4 Aufnahme von Bewegungsdaten

Um Trainingsdaten zu generieren, führen zehn Probanden 13 verschiedene Bewegungstypen mit dem Exoskelett aus. Die Bewegungstypen stellen typische Bewegungsabläufe im Arbeitsalltag dar und gliedern sich in Gangbewegungen in der Ebene (*Vorwärtslaufen (WF)*, *Rückwärtslaufen (WB)*, *Linkskurve (TL)*, *Rechtskurve (TR)*), Seitwärtsbewegungen in der Ebene (*Seitschritte links (SL)*, *Seitschritte rechts (SR)*), Gangbewegungen nach oben oder unten (*Treppauf laufen (GU)*, *Treppab laufen (GD)*, *Rückwärts Treppab (GB)*), *Hinsetzen (SD)* bzw. *Aufstehen (SU)* und *Objekt anheben (LO)* bzw. *Objekt abstellen (DO)*. Für die Gangbewegungen nach oben und unten wurde die in Abbildung 5.5b dargestellte Treppe mit vier Stufen benutzt, bei den Bewegungen *Objekt anheben (LO)* bzw. *Objekt abstellen (DO)* wurde eine Kiste mit einem Gewicht von 3 kg verwendet.

Die Probanden wählten die Schrittgröße und Ausführungsgeschwindigkeit der Bewegungen selbst, mussten aber wenn möglich die Bewegung mit dem linken Bein, also dem Bein an dem das Exoskelett befestigt war beginnen. Für Bewegungen die stehend ausgeführt wurden (SD, SU, LO, DO), bzw. Bewegungen nach rechts (TR, SR) galt diese Einschränkung nicht. Zudem standen die Probanden zu Beginn und am Ende der Aufnahme in aufrechter Position still.

Insgesamt enthält der Datensatz 1300 Bewegungsaufnahmen, also 100 Aufnahmen von jedem Bewegungstyp und besteht damit aus einer höheren Anzahl an Bewegungstypen als die in Kapitel 2 vorgestellten Ansätze. Da das Exoskelett nicht auf die Segmentlängen der Probanden skaliert werden kann, wurden nur Probanden ausgewählt, deren Körpermaße zu den Maßen des Exoskeletts passen (vgl. Tabelle 5.1). Durch diese Auswahl sollen große

Ausrichtungsfehler der korrespondierenden Mensch-Exoskelett-Achsen und die dadurch entstehenden Interaktionskräfte vermieden werden.

Tabelle 5.1: Körpermaße und Parameter des Ober- und Unterschenkels der Probanden.

	Durchschnitt	Std. Abw.
Alter	25,10	3,86
Körpergröße [m]	1,73	0,03
Gewicht [kg]	66,00	5,85
BMI [kg/m ²]	22,05	1,54
Oberschenkelumfang [cm]	55,20	3,20
Unterschenkelumfang [cm]	36,75	1,31
Oberschenkellänge [cm]	42,80	2,63
Unterschenkellänge [cm]	41,10	2,30

5.2.5 Evaluation

Die Evaluation der Bewegungsklassifikation gliedert sich in drei Schritte. Zunächst soll die Anzahl der Zustände für die HMMs bestimmt werden, die für die Anwendung am besten geeignet ist. Im zweiten Schritt wird die Fenstergröße variiert, um den besten Kompromiss zwischen einer geringen Latenz und einer möglichst hohen Klassifikationsgenauigkeit zu ermitteln. Mit den so ermittelten Werten kann zudem geprüft werden, wie gut das System auf Daten von unbekanntem Probanden in einer *Leave-One-Out Validierung* generalisiert.

Eine fünffach stratifizierte Kreuzvalidierung stellt sicher, dass der gesamte Datensatz sowohl zum Training als auch zum Testen verwendet wird. Zur Bewertung der Ergebnisse kommen zwei Gütemaße, die Korrektklassifikationsrate (*accuracy*, KKR) und das F_1 -Maß (F_1 -Score) zum Einsatz. Jede Bewegungsklasse kann zunächst isoliert betrachtet und für den Klassifikator die Anzahl der richtig-positiv (r_p), richtig-negativ (r_n), falsch-positiv

(f_p) und falsch-negativ (f_n) klassifizierten Fenster im Vergleich zu einer Referenzklassifikation ermittelt werden. Die KKR ergibt sich damit für eine Bewegungsklasse zu:

$$KKR = \frac{r_p + r_n}{r_p + r_n + f_p + f_n}. \quad (5.8)$$

Die KKR gibt also den Anteil der Fenster an, die korrekt klassifiziert werden und ist ein sehr intuitives Gütemaß. Da das vorliegende Problem aus 13 Klassen besteht wird die KKR zunächst für jede Klasse einzeln berechnet, da sich andernfalls ein starkes Ungleichgewicht zwischen richtig-positiv und falsch-positiv klassifizierten Fenstern einstellen würde, wenn alle Klassen bis auf Eine ein negatives Ergebnis liefern sollen. Die KKR über alle Klassen berechnet sich aus dem gewichteten Mittelwert der KKR der einzelnen Klassen, wobei zur Gewichtung die Anzahl der dieser Klasse zugehörigen Fenster (*support*) im Vergleich zu Gesamtzahl der getesteten Fenster verwendet wird. Der F_1 -Score wird durch Genauigkeit (*precision*) und Trefferquote (*recall*) über das harmonische Mittel dieser beiden Größen definiert (Van Rijsbergen 1979):

$$F_1 = 2 \cdot \frac{precision \cdot recall}{precision + recall} \quad (5.9)$$

mit

$$precision = \frac{r_p}{r_p + f_p}, \quad recall = \frac{r_p}{r_p + f_n}.$$

Anzahl der versteckten Zustände der HMMs

Das Klassifikationsergebnis ist unter anderem von der Anzahl der Zustände in den HMMs abhängig. Um den Einfluss der Anzahl der Zustände der HMMs auf das vorliegende Problem zu untersuchen, wurden HMMs mit 1–20 Zuständen bei einer Fenstergröße von 300 ms mit den Daten von allen Probanden trainiert. Bei dieser Fenstergröße ergeben sich insgesamt 375.000 Fenster, wobei der Datensatz bei jedem der fünf Durchläufe der fünffach

stratifizierten Kreuzvalidierung in ca. 300.000 Trainingsdaten und 75.000 Testdaten geteilt wird. Ab acht Zuständen ist die KKR auf einem hohen Niveau über 90 %, steigt darüber hinaus allerdings noch langsam an. Ab 14 Zuständen oszilliert die KKR um einen Wert von 93 %. In den folgenden Evaluationen besteht jedes HMM deshalb aus 14 versteckten Zuständen. Zur Erstellung eines Fensters und zur Berechnung der *Likelihood* unter allen HMMs mit dieser Anzahl an Zuständen und einer Fenstergröße von 300 ms vergehen durchschnittlich 4,49 ms. Maximal werden 4,54 ms für den Prozess benötigt. Bei einer *Window-Step-Time* von 10 ms wird also jedes Fenster sofort klassifiziert.

Vergleich der Klassifikationsergebnisse der beiden Sensormodalitäten

Um die Anzahl der Zustände für die HMMs zu bestimmen wurden die Daten von beiden Sensormodalitäten, also den IMUs und den Kraftsensoren verwendet. Folgend soll ermittelt werden, ob durch die Kraftsensoren überhaupt eine Verbesserung der Klassifikationsergebnisse erreicht wird. Wie bereits in Abschnitt 4.6 beschrieben, können sich bei der Ausführung eines Bewegungstyps aufgrund von benutzerspezifischen Eigenschaften, beispielsweise dem Anteil des sich über der Muskulatur befindlichen Weichgewebes, unterschiedliche Interaktionskräfte zwischen den Probanden ergeben. Dies könnte die Klassifikationsergebnisse negativ beeinflussen.

In Tabelle 5.2 ist die Genauigkeit, die Trefferquote und der F_1 -Score für den Fall, dass nur die Daten der IMUs (*IMU*), nur die Daten der Kraftsensoren (*KS*) oder die Kombination aus IMU- und Kraftsensoren (*All*) für das Training der HMMs und zur Klassifikation verwendet werden, angegeben. Für jeden der drei Fälle wurde eine fünffach stratifizierte Kreuzvalidierung mit den Daten von allen zehn Probanden und einer Fenstergröße von 300 ms durchgeführt, wobei die in der Tabelle angegebenen Werte dem Durchschnitt aus den fünf Durchläufen entspricht.

Tabelle 5.2: Genauigkeit, Trefferquote und F_1 -Score, wenn die HMMs mit den Daten der inertialen Messeinheiten (IMU), Kraftsensoren (KS) oder mit den Daten beider Sensormodalitäten (All) trainiert werden.

Bewegungstyp	Genauigkeit			Trefferquote			F_1 -Score		
	IMU	KS	All	IMU	KS	All	IMU	KS	All
Vorwärtslaufen	0,91	0,86	0,97	0,82	0,72	0,89	0,86	0,79	0,93
Rückwärtslaufen	0,82	0,88	0,95	0,82	0,87	0,92	0,82	0,88	0,93
Linkskurve	0,90	0,69	0,89	0,81	0,77	0,89	0,85	0,73	0,89
Rechtskurve	0,77	0,58	0,82	0,79	0,79	0,90	0,78	0,67	0,86
Objekt abstellen	0,81	0,81	0,90	0,83	0,84	0,93	0,82	0,83	0,92
Objekt anheben	0,73	0,70	0,81	0,89	0,87	0,93	0,80	0,77	0,87
Seitschritte links	0,93	0,82	0,96	0,92	0,85	0,97	0,93	0,84	0,96
Seitschritte rechts	0,95	0,82	0,98	0,92	0,87	0,96	0,93	0,84	0,97
Treppauf laufen	0,86	0,86	0,96	0,88	0,80	0,94	0,87	0,83	0,95
Treppab laufen	0,80	0,79	0,91	0,95	0,75	0,96	0,87	0,77	0,94
Rückwärts Treppab	0,89	0,82	0,93	0,78	0,71	0,92	0,83	0,76	0,92
Hinsetzen	0,84	0,86	0,94	0,86	0,81	0,90	0,85	0,83	0,92
Aufstehen	0,81	0,92	0,96	0,84	0,92	0,94	0,82	0,92	0,95
Gesamt	0,86	0,81	0,93	0,86	0,81	0,93	0,86	0,81	0,93

Die Werte für die Genauigkeit, die Trefferquote und den F_1 -Score weichen bei einzelnen Bewegungen stark voneinander ab, wenn nur eine Sensormodalität zum Trainieren und zum Testen der HMMs verwendet werden. Der Bewegungstyp *Aufstehen*, der basierend auf den IMUs eine geringe Genauigkeit von 0,81 und Trefferquote von 0,84 aufweist, hat bei Verwendung der Kraftsensoren eine hohe Genauigkeit und Trefferquote. Dadurch ergibt sich für den Fall *All* eine hohe Genauigkeit, Trefferquote und ein guter F_1 -Score (0,95). Dies gilt auch umgekehrt. Der Bewegungstyp *Rechtskurve* erreicht bei Verwendung der Kraftsensoren eine sehr geringe Genauigkeit von 0,58, in Kombination mit den IMUs steigt diese aber auf 0,82. Insgesamt verbessert sich der F_1 -Score für jeden Bewegungstypen durch die Verwendung beider Sensormodalitäten, so dass im Folgenden immer beide Sensormodalitäten verwendet werden.

Fenstergröße und Latenz

Wie bereits erwähnt, sollte die Klassifikation möglichst schnell und genau erfolgen. Dies hängt vor allem von der verwendeten Fenstergröße ab. Kürzere Fenster ermöglichen eine schnellere, allerdings auch ungenauere Klassifikation als längere Fenster. Die Fenstergröße wurde deshalb zwischen 100–600 ms in Schritten von 100 ms variiert und für jede Fenstergröße eine fünffach stratifizierte Kreuzvalidierung durchgeführt. Die durch das Training erreichten Korrektklassifikationsraten sind in der zweiten Spalte in Tabelle 5.3 aufgeführt.

Um die in der dritten Spalte von Tabelle 5.3 aufgeführten Latenzen zu berechnen, wurden in jeder Bewegungsdatei vor dem Start der Bewegung eine Sekunde der Wert 0 eingefügt (*Zero-Padding*). Diese Methode schließt die Möglichkeit ein, dass eine Bewegung schon richtig klassifiziert wird, wenn das Fenster nicht vollständig mit realen Sensordaten, z. B. zu Beginn des Klassifikationsprozess gefüllt ist. Gleichzeitig wird ein Bewegungstyp erst dann als korrekt klassifiziert bewertet, wenn zehn aufeinanderfolgende Fenster

des Bewegungstyps richtig klassifiziert wurden. Der sich dafür ergebende Zeitaufwand ist in den Werten für die Latenz enthalten.

Bei dem Vergleich der Ergebnisse wird der Einfluss dieser Bedingung sichtbar. Für eine Fenstergröße von 100 ms beträgt die Latenz 273,99 ms und ist damit deutlich größer als das Fenster selbst. Bei einer Fenstergröße von 600 ms ist die Latenz mit 594,83 ms dagegen geringer als die Fenstergröße und die Klassifikation ist deutlich genauer. Zudem müssen die Fenster nicht komplett mit Sensordaten der Bewegung gefüllt sein bis eine Bewegung richtig klassifiziert wird. Allerdings ist die Fenstergröße von 600 ms für die Anwendung in augmentierenden Exoskeletonen deutlich zu groß.

Tabelle 5.3: Durchschnittliche Werte der Korrektklassifikationsrate, Latenz und Rechenzeit bei der fünffach stratifizierten Kreuzvalidierung für verschiedene Fenstergrößen.

Fenstergröße [ms]	KKR [%]	Latenz [ms]	ØLaufzeit [ms]
100	82,92	273,99	2,07
200	89,16	314,28	3,28
300	92,80	368,97	4,49
400	95,00	439,49	6,16
500	96,46	532,31	7,54
600	97,45	594,83	8,90

Stellt man die Latenz und die Genauigkeit den verschiedenen Fenstergrößen in einer Grafik gegenüber (vgl. Abbildung 5.7) wird ersichtlich, dass sich bei einer Fenstergröße von 300 ms ein gutes Verhältnis von Latenz zu Fenstergröße bei einer KKR von 92,8 % ergibt. Die Latenzen für jeden Bewegungstyp bei der Fenstergröße von 300 ms sind in Abbildung 5.8 als schwarze Balken dargestellt. Neun der 13 Bewegungen werden durchschnittlich nach einer Zeit zwischen 300 und 400 ms erkannt. Diese Bewegungstypen werden also im Durchschnitt schon richtig klassifiziert, bevor das Fenster vollständig mit Sensordaten gefüllt ist. Um die Bewegungstypen *Vorwärtslaufen (WF)*,

Linkskurve (TL) und *Treppe hinunter gehen (GD)* zu erkennen, wird eine Zeit von über 400 ms, bzw. sogar mehr als 500 ms benötigt.

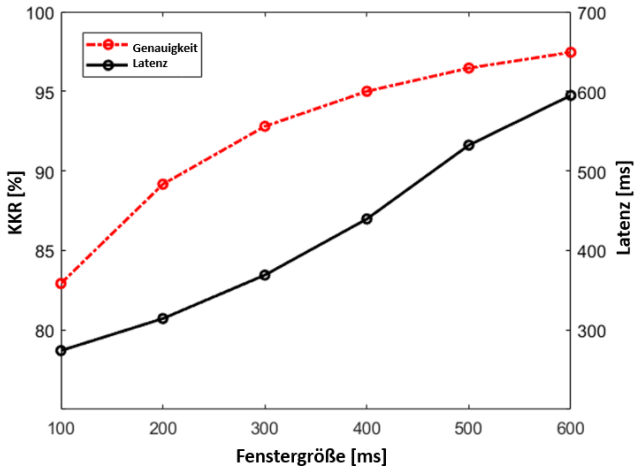


Abbildung 5.7: Vergleich von KKR und Latenz für verschiedene Fenstergrößen (Beil u. a. 2018b, © 2018 IEEE).

Der Bewegungstyp *Treppauf laufen (GU)* weist eine sehr geringe Latenz von 14,57 ms auf. Bei genauerer Betrachtung des Klassifikationsprozesses fällt auf, dass *GU* klassifiziert wird, sobald reale Sensordaten im Fenster, egal von welchem Bewegungstyp, vorhanden sind. Die *Likelihoods* sind allerdings für alle HMMs, also alle Bewegungstypen sehr gering. Für *GU* ergibt sich ein durchschnittlicher Wert für die *Likelihood* von -5387 , für *GB*, der Bewegung mit der zweithöchsten *Likelihood* ergibt sich ein Wert von -7495 . Die Wahrscheinlichkeit, dass ein HMM die Beobachtung erzeugt hätte ist also sehr gering. Allerdings tritt diese Situation nur in den ersten 300 ms nach Beginn der Datenaufzeichnung ein, also bis das erste Fenster komplett mit Sensordaten gefüllt ist. Wichtiger ist das Verhalten, wenn sich der Bewegungstyp verändert, der Benutzer also beispielsweise vom Vorwärtslaufen zum Treppensteigen übergeht. Deshalb werden im nächsten

Schritt zwei Bewegungstypen miteinander kombiniert, um die Latenz bei Bewegungsübergängen zu ermitteln.

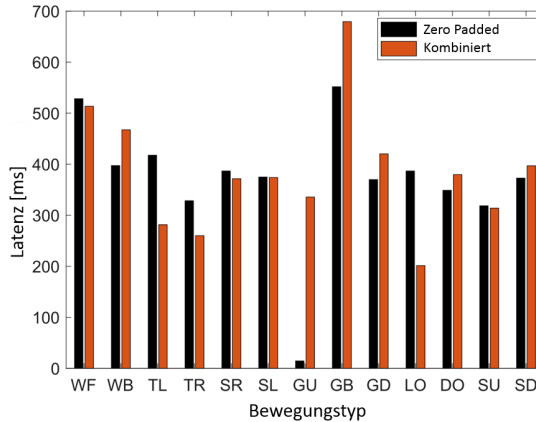


Abbildung 5.8: Latenz bei kombinierten Bewegungen für eine Fenstergröße von 300 ms (Beil u. a. 2018b, © 2018 IEEE).

Dazu werden die Messdaten von zwei Bewegungstypen konkateniert, wobei nur Kombinationen mit der gleichen End- bzw. Startpose zulässig sind. Auf den Bewegungstyp *Hinsetzen* kann beispielsweise nur der Bewegungstyp *Aufstehen* folgen. Der sich daraus ergebende Datensatz besteht aus 859 Bewegungskombinationen. Die Latenz gibt hier an, wie viel Zeit nach dem Start der zweiten Bewegung vergangen ist, bis zehn aufeinanderfolgende Fenster dieser Bewegung richtig klassifiziert werden.

Die Ergebnisse sind in Abbildung 5.8 dargestellt, wobei der Bewegungstyp die zweite Bewegung der Bewegungskombination angibt. Zum Vergleich sind in schwarz die Latenzen für Bewegungen zu Beginn des Klassifikationsprozesses dargestellt. Durchschnittlich vergehen 384,23 ms bis zur richtigen Klassifikation, wobei generell ähnliche Latenzen wie zu Beginn des Klassifikationsprozesses auftreten. Da alle Fenster ausschließlich mit realen Sensordaten gefüllt sind, ergibt sich nun auch ein realistischer Wert für die

Bewegung *Treppauf laufen (GU)* von 338 ms. Die drei Bewegungstypen (*TL*, *TR*, *LO*) werden mit Latenzen unter 300 ms schneller richtig klassifiziert, als zu Beginn des Klassifikationsprozess. Dies zeigt, dass auch bei Bewegungsübergängen eine richtige Klassifikation möglich ist, wenn die klassifizierten Fenster nicht vollständig mit Daten dieser Bewegung gefüllt sind. Gleichzeitig weist dies auch darauf hin, dass die Latenz für einen Bewegungstyp von der vorherigen Bewegung abhängt.

Leave-One-Out Validierung

Wie bereits erwähnt, sind kurze Anlege- und Kalibrierungszeiten für augmentierende Exoskelette wichtig. Deshalb soll im letzten Schritt untersucht werden, inwieweit die trainierten Modelle auf Daten unbekannter Probanden generalisieren. Das Training der HMMs erfolgt mit den Daten von neun Probanden, unter Verwendung der zuvor gewählten Anzahl der Zustände (14) und Fenstergröße (300 ms). Die Modelle werden dann mit den Daten des zehnten, nicht für das Training verwendeten Probanden getestet, also eine *Leave-One-Out Validierung* durchgeführt. In Tabelle 5.4 sind die dabei erzielten Ergebnisse aufgeführt. Die erste Spalte gibt den Probanden an, dessen Daten nicht Teil der Trainingsmenge sind. In der zweiten Spalte wird das Ergebnis der fünffach stratifizierten Kreuzvalidierung dargestellt, wenn die Modelle mit den in der Trainingsmenge enthaltenden Probandendaten getestet werden (*KV-KKR*). Die Testergebnisse des verbleibenden Probanden sind in der dritten Spalte aufgeführt (*LO-KKR*).

Die durchschnittliche KKR beträgt 93,15 %, wenn die fünffach stratifizierte Kreuzvalidierung mit den Daten der bekannten Probanden durchgeführt wird. Beim Test mit den Daten des verbliebenen Probanden sinkt die KKR auf durchschnittlich 84,46 %. Gleichzeitig ergibt sich eine deutlich höhere Standardabweichung von 3,33. Für die Daten von manchen Probanden liefern die Modelle also deutlich höhere KKR (maximal 88,76 % bei Proband 1) als für andere (minimal 79,82 % bei Proband 8). Mögliche Erklärungen hierfür sind

die individuellen Bewegungsstile der einzelnen Probanden und die schlechte kinematische Kompatibilität des Exoskeletts, die sich auf die Messwerte von beiden Sensormodalitäten auswirken. Passt das Exoskelett nicht auf den individuellen Aufbau des Muskel-Skelett-Systems, kann dies zu Einschränkungen der Beweglichkeit und damit zu veränderten Gelenkwinkeln und erhöhten Interaktionskräften während den Bewegungen führen.

Tabelle 5.4: Ergebnisse der Leave-One-Out Validierung.

Proband	KV-KKR [%]	LO-KKR [%]
1	92,87	88,76
2	92,53	86,47
3	92,71	83,71
4	93,39	82,42
5	92,97	84,84
6	93,43	87,95
7	93,70	82,28
8	93,14	79,82
9	93,34	88,28
10	93,42	80,04
Durchschnitt	93,15	84,46
Std. Abw.	0,37	3,33

5.3 Zusammenfassung und Diskussion

Die Ergebnisse zeigen, dass sich der aktuelle Bewegungszustand durch die Verwendung von HMMs deutlich genauer klassifizieren lässt als mit manuell festgelegten Klassengrenzen in einem endlichen Zustandsautomaten. Gleichzeitig führt die Verwendung von zwei verschiedenen Sensormodalitäten zu einer Verbesserung des F_1 -Score und der KKR. Bei Bewegungstypen, die mit IMUs nur schlecht klassifiziert werden können, verbessert sich die Klassifikation durch die Kraftsensoren und umgekehrt.

Insgesamt kann mit dem Ansatz eine hohe Anzahl von verschiedenen Bewegungstypen mit einer ausschließlich am Exoskelett angebrachten

Sensoranordnung klassifiziert werden. Eine weitere Verbesserung der Ergebnisse könnte durch die Verwendung von abgeleiteten Merkmalen, beispielsweise einer gewichteten Summe der Interaktionskräfte, erreicht werden. Gleichzeitig würde dies auch die Größe des Merkmalsvektors reduzieren und damit die zum Training der HMMs benötigte Zeit verringern. Über eine systematische Kombination von verschiedenen Merkmalen (Mandery u. a. 2016) könnte zudem die Anzahl der am Exoskelett angebrachten Sensoren verringert werden. Tabelle 5.5 vergleicht die Ergebnisse der hier vorgestellten Bewegungsklassifikation mit den Ansätzen aus der Literatur. Bei vergleichbarer KKR ist es möglich eine deutlich höhere Anzahl an Bewegungstypen (Klassen) zu klassifizieren, wobei die Latenz mit 368 ms unterhalb der in Kapitel 3 definierten Anforderung von maximal 400 ms liegt. Der Einsatz von 3D-Kraftsensoren an der Mensch-Roboter-Schnittstelle in Kombination mit inertialen Messeinheiten stellt damit eine gute Basis dar, um darauf aufbauend eine mittlere Regelungsebene zu entwerfen.

Tabelle 5.5: Vergleich des in der Arbeit vorgestellten Ansatzes für die Bewegungsklassifikation mit den Ansätzen aus der Literatur (GW: Gelenkwinkel; GRF: Bodenreaktionskräfte; KS: Interaktionskräfte).

	Methode	Sensorik	Klassen	KKR [%]	Fenstergröße [ms]
Villa-Parra u. a. (2015)	SVM	16 EMG EEG	8	99,68	2000
Wang u. a. (2015b)	SVM 7 HMMs	7 IMUs	7	76	50 % d. Bewegung
Taborri u. a. (2015)	HMM	1 IMU 4 GRF	4	66	60
Chen u. a. (2017)	kNN	8 GRF 6 GW 4 IMUs	3	98	Echtzeit
Vorgestellter Ansatz	13 HMMs	7 FS 3 IMUs	13	93,15	300

6 Zusammenfassung und Ausblick

Das Ziel der vorliegenden Arbeit bestand in der Entwicklung von kinematisch kompatiblen Gelenkmechanismen für Exoskelette der unteren Extremitäten, deren Evaluierung in kinematischen Simulationen und Experimenten, sowie der Klassifikation des aktuellen Bewegungszustands des Benutzers mit einer im Exoskelett integrierten Sensoranordnung. Grundlage für die Entwicklung der Gelenkmechanismen ist der anatomische Aufbau der menschlichen Gelenke. Die Gelenkmechanismen wurden in einer kinematischen Simulation an anatomisch korrekte Modelle der menschlichen Gelenke gekoppelt, um geometrische Parameter der Konstruktion zu optimieren und mit aus der Literatur bekannten Systemen zu vergleichen. Basierend auf diesen Ergebnissen erfolgte der Aufbau von Prototypen, die mit einer auf den Interaktionskräften basierenden Metrik experimentell evaluiert wurden. Die dabei eingesetzten 3D-Kraftsensoren befinden sich an der Mensch-Roboter-Schnittstelle, um die durch eine Bewegung auf das System induzierten Scher- und Druckkräfte zu erfassen. Erweitert man diese Sensoranordnung um drei inertielle Messeinheiten, ist zudem eine Klassifikation von 13 verschiedenen Bewegungstypen über Hidden Markov Modelle möglich. In den folgenden Abschnitten werden die Beiträge dieser Arbeit kurz zusammengefasst und ein Ausblick auf mögliche zukünftige Forschungsarbeiten gegeben.

6.1 Wissenschaftliche Beiträge der Arbeit

Im Rahmen dieser Arbeit wurden folgende wissenschaftlichen Beiträge geleistet:

Entwicklung von kinematisch kompatiblen Gelenkmechanismen für die Gelenke der unteren Extremitäten Um den Anforderungen an augmentierende Exoskelette gerecht zu werden müssen die Gelenkmechanismen eine gute kinematische Kompatibilität aufweisen, aktulierbar sein, Alltagsbewegungen ohne Einschränkungen ermöglichen und dabei so kompakt aufgebaut werden, dass ein mit den Mechanismen konstruiertes zweibeiniges Exoskelett vom 5 bis 95 Perzentil der deutschen Bevölkerung getragen werden kann. Um diese konkurrierenden Anforderungen zu erfüllen und eine effiziente Entwicklung zu gewährleisten, wurden die Entwürfe in einer kinematischen Simulation mit einem anatomisch korrekten Modell des menschlichen Gelenks gekoppelt. Dies ermöglicht eine erste Überprüfung der Funktionalität, die Optimierung der kinematischen Kette und den Vergleich mit aus der Literatur bekannten Gelenkmechanismen. Grundlage für die Entwicklung ist die Biomechanik der menschlichen Gelenke und eine Analyse von 828 Bewegungen aus der *KIT Whole-Body Human Motion Database*, um den tatsächlich genutzten Bewegungsraum während alltäglichen Bewegungen zu bestimmen.

Der resultierende Gelenkmechanismus für das Hüftgelenk besteht aus fünf Dreh-, drei Schub- und einem Kugelgelenk. Diese Anordnung ermöglicht eine automatische Ausrichtung auf das menschliche Gelenkrotationszentrum, passt sich dabei an interindividuelle Körperparameter an und ermöglicht eine Unterstützung von Abduktions-/Adduktionsbewegungen bzw. Flexions-/Extensionsbewegungen über zwei Aktuatoren. In der Simulation konnte zudem gezeigt werden, dass sich durch die Deaktivierung eines Gelenks in der vorgeschlagenen kinematischen Kette Ausrichtungsfehler der korrespondierenden Mensch-Exoskelett-Achsen ergeben. Gleichzeitig ist es möglich, die Länge der kinematischen Kette mit einem Optimierungsverfahren um 17,1 % im Vergleich zu den manuell gewählten Segmentlängen zu verkürzen und auf verschiedene Körpergrößen zu optimieren. Aufgrund der kompakten Bauweise bleibt die maximale mechanische Belastung der Bauteile bei Drehmomenten von bis zu 48 Nm in einem unkritischen Bereich.

Der Gelenkmechanismus erfüllt damit die an ihn gestellten Anforderungen hinsichtlich der Beweglichkeit, der Aktuierbarkeit und der Ausrichtung der korrespondierenden Mensch-Exoskelett-Achsen.

Die Erweiterung des aus der Literatur bekannten Wälzkontaktgelenks um zwei Bewegungsfreiheitsgrade ermöglicht dessen Verwendung als Knie- und Sprunggelenk in augmentierenden Exoskeletten. Das Gelenk bildet neben den drei Bewegungsfreiheitsgraden der menschlichen Gelenke auch die Verschiebung des Gelenkrotationszentrums ab und besitzt dabei einen geringen Bauraum. Die geometrische Form der Wälzkörper wurde in der kinematischen Simulation so optimiert, dass das Gelenk verglichen mit den Gelenkmechanismen aus der Literatur eine gute kinematische Kompatibilität während eines Doppelschritts aufweist. Zur technischen Umsetzung des Gelenks werden die beiden Wälzkörper über Stahlseile miteinander verbunden, um den durch die Aktuierung mit dem Linearaktuator aus dem *KIT-EXO-1* entstehenden mechanischen Belastungen stand zu halten.

Die Gelenkmechanismen wurden zudem in einen Entwurf für ein zweibeiniges Exoskelett integriert, das damit drei kinematisch kompatible, aktuierte Gelenkmechanismen besitzt und auf benutzerspezifische Parameter, z.B. Körpergrößen zwischen 1,54 und 1,86 m, skalierbar ist. In die Mensch-Roboter-Schnittstellen sind 3D-Kraftsensoren integriert, die zur experimentellen Evaluation der Gelenkmechanismen und zur Klassifikation des aktuellen Bewegungszustands verwendet werden.

Metrik zur Bestimmung der kinematischen Kompatibilität Im ersten Teil der Arbeit wurde die kinematische Kompatibilität der Gelenkmechanismen ausschließlich in der kinematischen Simulation evaluiert. Effekte wie Weichgewebeverformung, anatomische Besonderheiten oder der Gangstil des Probanden können in der Simulation nur mit großem Aufwand abgebildet werden. Im zweiten Teil erfolgt deshalb die experimentelle Evaluation der Gelenkmechanismen. Die dafür entwickelten Prototypen verfügen über 3D-Kraftsensoren an den Mensch-Roboter-Schnittstellen, um die dort

auftretenden Interaktionskräfte während der Bewegung zu bestimmen. Eine basierend auf den Kräften definierte Metrik erlaubt Aussagen über den zu erwartenden Tragekomfort und die Verschiebungen des Exoskeletts relativ zum menschlichen Bein. Im ersten Teil der Metrik wird der maximal während der Bewegung auftretende Betrag der Interaktionskräfte mit dem *Pressure Pain Threshold* ins Verhältnis gesetzt, im zweiten Teil die Verhältnisse der Scherkräfte zur Druckkraft an jedem Sensor gebildet.

In den Experimenten führten sechs Probanden jeweils sechs verschiedene Bewegungstypen aus, wobei jeder Gelenkmechanismus einzeln betrachtet wurde. Zudem war es möglich, die mechanische Konfiguration an den Prototypen zu verändern, um die Experimente mit den mechanischen Konfigurationen, die bereits in der Simulation betrachtet wurden durchzuführen. In den Prototypen für das Knie- und Sprunggelenk konnte das Wälzkontaktgelenk durch ein Drehgelenk ersetzt werden. Die mechanische Konfiguration des Exoskeletts für das Hüftgelenk konnte durch das Deaktivieren einzelner Gelenke verändert werden. Insgesamt wurden 1344 Bewegungsaufnahmen mit den verschiedenen mechanischen Konfigurationen für die Berechnung der Metriken verwendet.

Die Auswertung der gemessenen Kräfte zeigt, dass sich für die vorgeschlagenen Gelenkmechanismen geringere Interaktionskräfte zwischen dem Exoskelett und dem menschlichen Bein ergeben als für restriktivere mechanische Konfigurationen. Dies spiegelt sich auch in den Werten der Metrik für die einzelnen Gelenkmechanismen und dem subjektiven Empfinden der Probanden wieder. Für den vorgeschlagenen Gelenkmechanismus des Hüftgelenks verbessert sich die kinematische Kompatibilität nach der Metrik relativ zu einer mechanischen Konfiguration mit fünf Gelenken um 60 %. Das Wälzkontaktgelenk am Knie- und Sprunggelenk im Exoskelett erbringt eine Verbesserung von 22 % bzw. 32 % relativ zu einem Drehgelenk. Gleichzeitig weisen die Ergebnisse aus den Experimenten die gleiche Tendenz wie die Simulationsergebnisse auf, d.h. dass mechanische Konfigurationen, die nach der Simulation die beste kinematische Kompatibilität aufweisen auch die besten Ergebnisse

nach der Metrik erbringen und umgekehrt. Allerdings besitzt beispielsweise das am Sprunggelenk eingesetzte Wälzkontaktgelenk in der Simulation eine um 67 % bessere kinematische Kompatibilität als ein Drehgelenk, in den Experimenten ergibt sich aber nur eine Verbesserung um 32 %. Dieses Ergebnis verdeutlicht den Einfluss der zuvor beschriebenen Effekte, die nur schwer simuliert werden können.

Regelung und Bewegungsklassifikation basierend auf Kraft- und Lagesensorik

Im dritten Teil der Arbeit wurde untersucht, inwieweit mit der zuvor verwendeten kraftbasierten Sensoranordnung eine Klassifikation des aktuellen Bewegungszustands möglich ist. In die Mensch-Roboter-Schnittstelle eines passiven Exoskeletts wurden dafür sieben Kraftsensoren integriert und pro Beinsegment eine inertielle Messeinheit am Exoskelett angebracht. Eine Unterteilung des Datenstroms in sich überlappende Fenster ermöglicht eine Online-Klassifikation mit Hidden Markov Modellen (HMM), wobei für jeden Bewegungstyp ein HMM trainiert und das zu klassifizierende Fenster dem HMM, bzw. dem Bewegungstyp zugeordnet wird, für das sich die höchste *log-Likelihood* unter einem HMM ergibt.

Um Trainingsdaten für die Klassifikation zu sammeln, führten zehn Probanden jeweils 13 verschiedene Bewegungstypen mehrmals mit einem passiven Exoskelett aus, so dass der Datensatz aus insgesamt 1300 Bewegungsaufnahmen besteht. Zur Validierung wurden die HMMs mit verschiedenen Sensorkombinationen, Fenstergrößen, Zuständen und Kombinationen aus Bewegungstypen in einer fünffach stratifizierten Kreuzvalidierung mit den Daten von allen Probanden trainiert und getestet. Werden die Daten von allen Sensoren bei der Klassifikation verwendet, ergibt sich eine Korrektklassifikationsrate von 93,2 % bei einer Latenz von 368 ms. Über eine *Leave One Out* Validierung wurde zudem ermittelt, wie gut die Methode auf Daten von unbekanntem Probanden generalisiert, wobei sich eine durchschnittliche Korrektklassifikationsrate von 84,46 % ergibt.

6.2 Diskussion und Ausblick

Im Rahmen dieser Arbeit wurden neuartige Gelenkmechanismen für Exoskelette der unteren Extremitäten entwickelt und in ein zweibeiniges Exoskelett integriert. Zudem fand eine experimentelle Evaluierung der Gelenkmechanismen über eine dafür entwickelte Metrik basierend auf den Interaktionskräften zwischen Mensch und Exoskelett statt. Im dritten Teil der Arbeit wurden diese Kraftsensoren in Kombination mit inertialen Messeinheiten zudem für die Klassifikation des aktuellen Bewegungszustands mit Hidden Markov Modellen verwendet. Für zukünftige Forschungsarbeiten ergeben sich für jeden der drei Teile zahlreiche weiterführende Fragestellungen und Ansätze für eine Weiterentwicklung. Diese sollen folgend kurz diskutiert werden.

Das in Kapitel 4 vorgestellte zweibeinige Exoskelett stellt nach Wissen des Autors das bisher einzige Exoskelett für die unteren Extremitäten dar, das über drei kinematisch kompatible Gelenkmechanismen verfügt. Die in der Arbeit vorgestellten Teile, also der mechanische Aufbau des Exoskeletts und eine auf der Bewegungsklassifikation basierende Regelung, sollten zudem in einen aktuierten Prototyp umgesetzt werden. Durch die Verwendung von Halbkugeln als Wälzkörper wurde das aus der Literatur bekannte Wälzkontaktgelenk von einem auf drei Bewegungsfreiheitsgrade erweitert und damit ein Einsatz in Exoskeletten für das Knie- bzw. Sprunggelenk möglich. Durch die Optimierung der Kugelradien ergibt sich eine gute kinematische Kompatibilität zum Benutzer bei gleichzeitig geringem Bauraum und Komplexität der kinematischen Kette. Um die Sicherheit für den Benutzer zu erhöhen müssen mechanische Gelenkansschläge, beispielsweise über die Ausformung der Wälzkontaktkörper, in die Gelenke integriert werden. Zudem ist eine automatische Ausrichtung der Gelenkachsen auf das Gelenkrotationszentrum von verschiedenen Benutzern derzeit noch nicht möglich. Dies könnte in zukünftigen Arbeiten durch eine serielle Anordnung von mehreren Wälzkontaktgelenken, die weiterhin durch zwei Stahlseile miteinander verbunden

sind erreicht werden. Durch eine elliptische Form der Wälzkörper würde sich zudem die Steifigkeit des Gelenks abhängig vom Flexionswinkel verändern. Für die zur experimentellen Evaluation der Gelenkmechanismen entwickelte Metrik ergeben sich ebenfalls weitere Forschungsfragen. Bisher wurde jedes Gelenk einzeln betrachtet und damit die Interaktion der einzelnen Gelenkmechanismen untereinander am Exoskelett vernachlässigt. Weitere Experimente mit dem in Abbildung 4.46a dargestellten zweibeinigen Exoskelett könnten zeigen, ob sich die Ergebnisse für die einzelnen Mechanismen auch für das zweibeinige Exoskelett bestätigen. Zudem stellt sich die Frage, wie die Aktuierung das Trageverhalten und damit die Metrik beeinflusst, da der Aktuator zusätzliche Kräfte über die Mensch-Roboter-Schnittstelle auf das menschliche Bein einleitet. Um dies zu ermitteln müssen neue Experimente mit einem aktuierten Exoskelett entworfen und durchgeführt werden.

Durch die Erfassung der Interaktionskräfte zwischen dem Exoskelett und dem Benutzer in Kombination mit inertialen Messeinheiten ist eine Bewegungsklassifikation von 13 Bewegungstypen möglich. Eine Beobachtung wird demjenigen HMM zugeordnet für das sich die höchste *log-Likelihood* unter dem HMM ergibt. Dieser Ansatz berücksichtigt allerdings nicht wie hoch die Wahrscheinlichkeit ist, dass die aktuelle Beobachtung von einem HMM erzeugt wurde. Eine Klassifikation wird also immer vorgenommen, auch wenn sich eine sehr geringe *log-Likelihood* unter allen HMMs ergibt. Zudem existiert derzeit kein Bewegungstyp für das Stehen, bei dem der Benutzer also keine Lokomotionsbewegung ausführt. Durch das Einführen eines Schwellwerts, den die *log-Likelihood* für eine Klassifikation übersteigen muss und einer neuen Bewegungsklasse *Stand*, könnten die Ergebnisse weiter verbessert werden.

A Anatomische Abbildungen der unteren Extremität

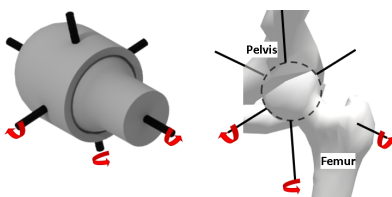


Abbildung A.1: Darstellung eines technischen Kugelgelenks und des menschlichen Hüftgelenks (nach Neumann 2013).

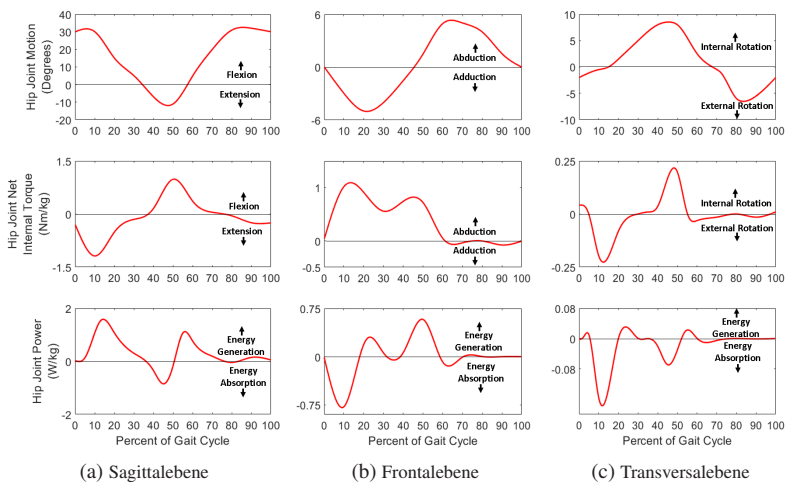


Abbildung A.2: Kinematische und kinetische Daten während eines Doppelschritts am Hüftgelenk (nach Neumann 2013).

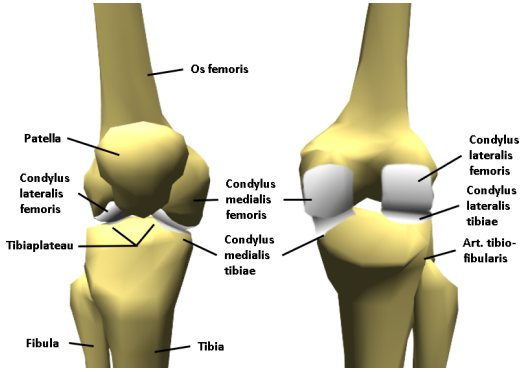


Abbildung A.3: Artikulierende Knochen und Kondylen des Kniegelenks. An den drei Verbindungsstellen zwischen den Knochen entstehen drei Gelenke die Ober- und Unterschenkel miteinander verbinden (nach Schünke 2009).

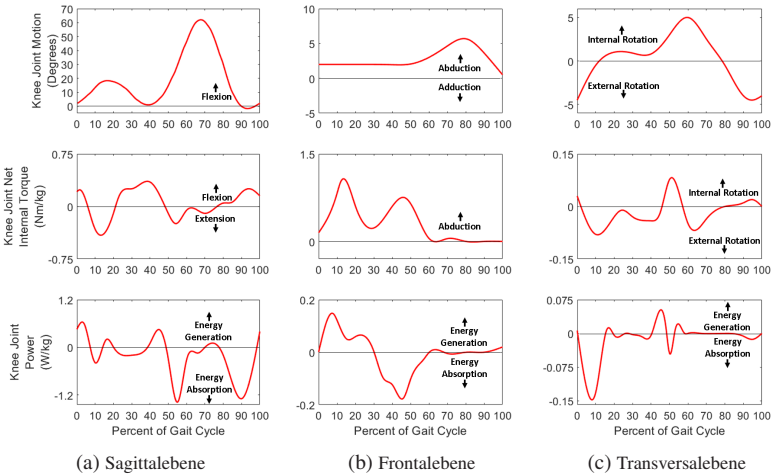
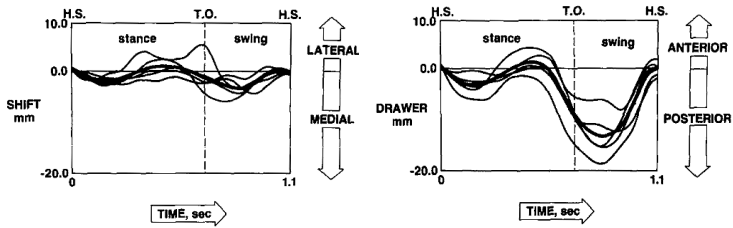
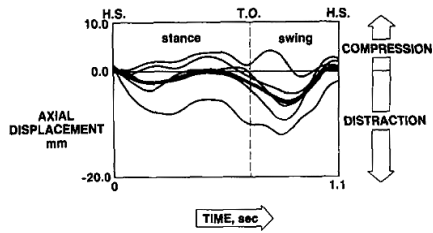


Abbildung A.4: Kinematische und kinetische Daten während eines Doppelschritts am Kniegelenk (nach Neumann 2013).



(a) Translation in Richtung S_1

(b) Translation in Richtung S_2



(c) Translation in Richtung S_3

Abbildung A.5: Translation entlang der anatomischen Achsen des Kniegelenks während eines Doppelschritts (Lafortune u. a. 1992, © 1992 Elsevier Science LTD).

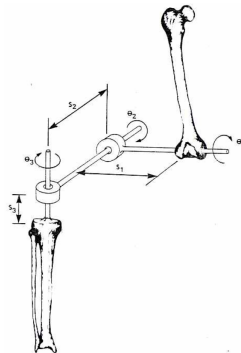


Abbildung A.6: Kinematisches Ersatzmodell des Kniegelenks (Grood u. a. 1983, © 1983 ASME).

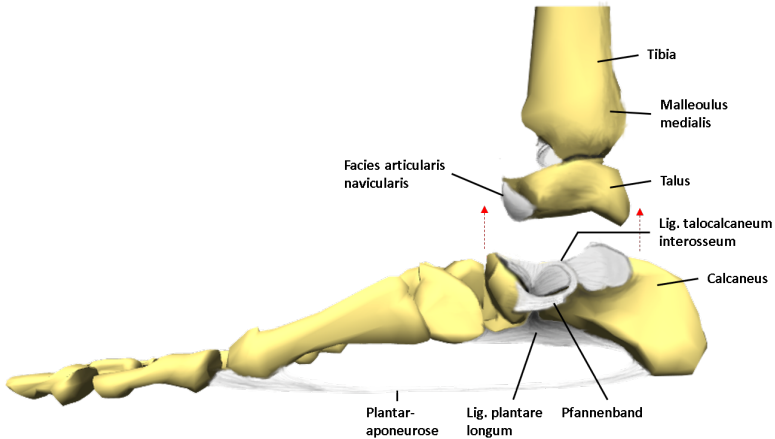


Abbildung A.7: Artikulierende Knochen und Kondylen des Fußgelenks (nach Schünke 2009).

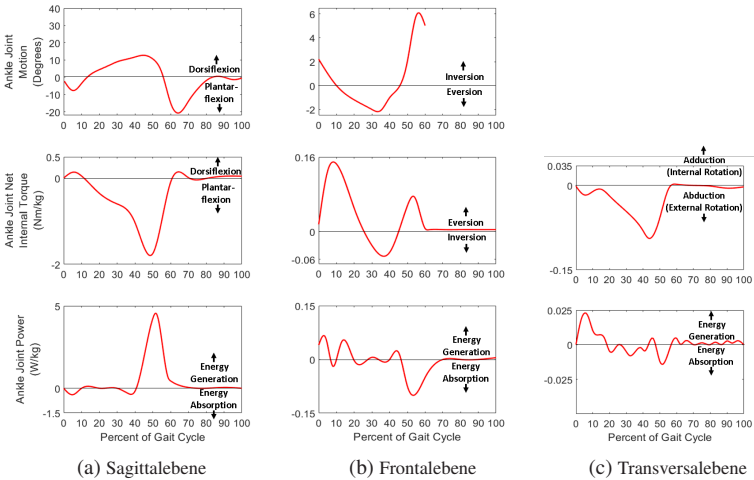


Abbildung A.8: Kinematische und kinetische Daten während eines Doppelschritts am Sprunggelenk (nach Neumann 2013).

B Abbildung und Tabellen zur Bestimmung der Anforderungen

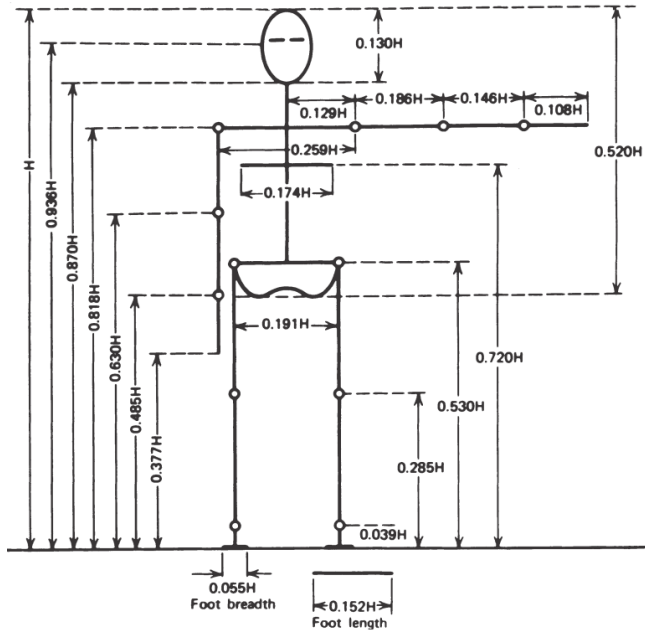


Abbildung B.1: Segmentlängen abhängig von der Körpergröße (Winter 2009, ©2009 Wiley Books).

Tabelle B.1: Informationen zu den Probanden und Bewegungstypen zur Berechnung der maximalen Gelenkwinkel.

Bewegungstyp	Geschwindigkeit	Probanden	Bewegungen	Körpergröße [m]
Vorwärtslaufen	schnell	5	45	1,63 - 1,86
Vorwärtslaufen	selbstgewählt	14	137	1,63 - 1,92
Vorwärtslaufen	langsam	9	80	1,63 - 1,86
Rückwärtslaufen	selbstgewählt	8	78	1,6 - 1,92
Linkskurve	selbstgewählt	16	149	1,63 - 1,92
Rechtskurve	selbstgewählt	14	134	1,64 - 1,92
Aufwärts	selbstgewählt	20	106	1,63 - 1,86
Abwärts	selbstgewählt	19	98	1,63 - 1,86
Gesamt	–	26	828	–

Tabelle B.2: Maximale Gelenkwinkel und -translationen am Hüftgelenk bei verschiedenen Lokomotionsbewegungen.

Bewegungstyp	Hüftgelenk		
	Ab/Ad[°]	IR/AR[°]	F/E[°]
Vorwärtslaufen schnell	12,3/8,83	6,27/7,76	48,4/14,8
Vorwärtslaufen frei	9,45/6,70	7,69/8,67	40,3/10,4
Vorwärtslaufen langsam	11,9/6,22	4,85/6,01	36,2/9,74
Rückwärtslaufen	6,92/5,54	3,24/3,89	43,4/1,25
Linkskurve	11,3/7,95	8,61/13,6	41,7/6,87
Rechtskurve	10,4/8,13	8,40/10,3	45,7/8,05
Aufwärts	13,4/7,49	8,84/10,9	70,1/3,24
Abwärts	12,5/6,30	10,5/11,3	45,9/2,87
	M/L*[mm]	A/P*[mm]	P/D*[mm]
Vorwärtslaufen schnell	0	0	0
Vorwärtslaufen frei	0	0	0
Vorwärtslaufen langsam	0	0	0
Rückwärtslaufen	0	0	0
Linkskurve	0	0	0
Rechtskurve	0	0	0
Aufwärts	0	0	0
Abwärts	0	0	0

Tabelle B.3: Maximale Gelenkwinkel und -translationen am Kniegelenk bei verschiedenen Lokomotionsbewegungen.

Bewegungstyp	Kniegelenk		
	Ab/Ad[°]	IR/AR[°]	F/E[°]
Vorwärtslaufen schnell	-0,5/4,42	14,1/ - 2,2	72,7/ - 5,7
Vorwärtslaufen frei	-0,8/4,43	13,9/ - 3,4	68,9/ - 6,1
Vorwärtslaufen langsam	-0,5/4,41	13,3/ - 2,2	61,5/ - 4,1
Rückwärtslaufen	-0,8/4,26	12,8/ - 3,1	57,5/ - 7,4
Linkskurve	-0,8/4,43	13,8/ - 1,2	68,7/ - 4,2
Rechtskurve	-0,8/4,43	13,9/ - 1,3	71,1/ - 4,0
Aufwärts	-1,7/4,42	15,1/ - 0,9	106/ - 6,2
Abwärts	-0,1/4,42	15,0/ - 0,8	99,6/ - 1,8
	M/L*[mm]	A/P*[mm]	P/D*[mm]
Vorwärtslaufen schnell	0	-0,8/11,9	-0,4/11,1
Vorwärtslaufen frei	0	-1,3/11,1	-0,7/10,1
Vorwärtslaufen langsam	0	-0,8/9,72	-0,4/8,44
Rückwärtslaufen	0	-1,2/8,86	-0,7/7,45
Linkskurve	0	-1,3/10,8	-0,7/9,75
Rechtskurve	0	-1,3/11,6	-0,8/10,8
Aufwärts	0	-0,8/18,9	-0,5/21,5
Abwärts	0	-0,8/17,5	-0,4/19,3

Tabelle B.4: Maximale Gelenkwinkel und -translationen am Sprunggelenk bei verschiedenen Lokomotionsbewegungen.

Bewegungstyp	Sprunggelenk		
	Ab/Ad[°]	IR/AR[°]	F/E[°]
Vorwärtslaufen schnell	3,49/3,46	0,44/5,03	15,3/26,1
Vorwärtslaufen frei	3,33/3,25	0,44/3,72	13,0/24,4
Vorwärtslaufen langsam	3,43/3,07	0,44/4,01	12,4/28,2
Rückwärtslaufen	2,82/2,50	0,44/2,32	14,7/19,2
Linkskurve	3,36/3,09	0,44/4,29	13,2/24,5
Rechtskurve	3,35/3,59	0,44/3,29	13,9/24,4
Aufwärts	3,35/4,53	0,39/4,61	16,4/25,6
Abwärts	3,68/9,58	0,41/9,38	27,6/29,1
	M/L*[mm]	A/P*[mm]	P/D*[mm]
Vorwärtslaufen schnell	0,68/0,02	0,03/1,67	0,51/0,64
Vorwärtslaufen frei	0,63/0,02	0,03/1,48	0,66/0,58
Vorwärtslaufen langsam	0,58/0,03	0,04/1,49	0,64/0,57
Rückwärtslaufen	0,59/0,02	0,03/1,20	0,42/0,53
Linkskurve	0,64/0,02	0,03/1,53	0,61/0,60
Rechtskurve	0,66/0,02	0,03/1,48	0,67/0,59
Aufwärts	0,87/0,04	0,06/1,80	0,69/0,63
Abwärts	2,02/0,03	0,05/3,99	0,78/1,30

C DH-Parameter des Hüftgelenks

Tabelle C.1: DH-Parameter des entwickelten Hüftexoskelets mit manuell gewählten Segmentlängen.

i	Winkel θ_i [°]	Verschiebung d_i [mm]	Länge a_i [mm]	Drehung α_i [°]	Hub/Winkel
1	0	a_1	49,64	0	± 20 mm
2	θ_2	0	0	-90	$0 \dots 14,5^\circ$
3	90	$99 + a_3 + d_3$	85,39	0	± 25 mm
4	90	0	0	90	
5	$90 + \theta_5$	0	0	90	$\pm 15^\circ$
6	$180 + \theta_6$	31,5	0	90	AA
7	$-112,5 + \theta_7$	0	0	-90	$-2,5 \dots 22,5^\circ$
8	0	$137,77 + d_8$	27,72	90	$\pm 12,5$ mm
9	$-45 + \theta_9$	0	0	-90	$-15 \dots 25^\circ$
10	0	$114,52 + d_{10}$	0	90	$\pm 12,5$ mm
11	$67,5 + \theta_{11}$	0	0	90	$-2,5 \dots 22,5^\circ$
12	$90 + \theta_{12}$	55,89	$260 + a_{12}$	-90	FE

D Datenblätter



Digital ABS Plus

POLYJET SIMULATED ABS PLASTIC



At the core:

PolyJet Technology

PolyJet technology creates precise prototypes that set the standard for finished-product realism. Its fine resolution makes complex shapes, intricate details and smooth surfaces possible. PolyJet 3D Printing works by jetting layers of liquid photopolymer onto a build tray and instantly curing them with UV light. The fine layers build up to create a precise 3D model or prototype. Models are ready to handle right out of the 3D printer, with no post curing needed.

Keep valuable resources in-house

You'll be amazed when you see how easy it is to produce realistic models in-house. PolyJet 3D Printers offer not only unparalleled speed, they make it easy for you to print with the widest range of material properties.

No special facilities needed

You can install PolyJet 3D Printers just about anywhere. No special venting is required because PolyJet 3D Printers don't produce noxious fumes, chemicals or waste.

Good ideas sell easier

PolyJet 3D Printers improve communication and collaboration because they produce amazingly accurate representations of your ideas that you can share with your team and your clients for a faster, more confident buy-in.

MECHANICAL PROPERTIES	TEST METHOD	IMPERIAL	IMPERIAL METRIC
Tensile Strength	D-638-03	6,000-6,700 psi	55-60 MPa
Elongation at Break	D-638-05	25-40%	25-40%
Modulus of Elasticity	D-638-04	375,000-435,000 psi	2,600-3,000 MPa
Flexural Strength	D-790-03	9,500-11,000 psi	65-75 MPa
Flexural Modulus	D-790-04	245,000-320,000 psi	1,700-2,200 MPa
HDT, °C @ 0.45MPa	D-648-06	136-154 °F	58-68 °C
HDT, °C @ 0.45MPa after thermal post treatment procedure A	D-648-06	180-194 °F	82-90 °C
HDT, °C @ 0.45MPa after thermal post treatment procedure B	D-648-06	198-203 °F	92-95 °C
HDT, °C @ 1.82MPa	D-648-07	124-131 °F	51-55 °C
Izod Notched Impact	D-256-06	1.69-2.15 ft lb/in	90-115 J/m
Tg	DMA, E+	117-127 °F	47-53 °C
Shore Hardness (D)	Scale D	85-87 Scale D	85-87 Scale D
Rockwell Hardness	Scale M	67-69 Scale M	67-69 Scale M
Polymerized Density	ASTM D792		1.17-1.18 g/cm ³

SYSTEM AVAILABILITY	LAYER THICKNESS CAPABILITY	SUPPORT STRUCTURE	AVAILABLE COLORS
Objet1260/350/500 Connex3™	Digital Material 2/3 mode: 30 microns (0.0012 in.)	SUP705 (WaterJet removable)	Green (RGD515 Plus and RGD535)
Stratasys J735™ Stratasys J750™	High Mix or High Speed mode: 27 microns (0.0011 in.) High Quality mode: 14 microns (0.0005 in.)	SUP706* (soluble) Objet1000 uses only SUP705	Ivory (RGD515 Plus and RGD531)
Objet1000 Plus™	Digital Material 2 mode: 36 microns (0.0014 in.)		

*Not compatible with or HQ mode for Stratasys J750.



HEADQUARTERS
 7825 Commerce Way,
 Eden Prairie, MN 55344
 +1 800 801 6491 (US Toll Free)
 +1 952 937 3000 (Intl)
 +1 952 937 0070 (Fax)

1 Holtzman St., Science Park,
 PO Box 2496
 Rehovot 76124, Israel
 +972 74 745 4000
 +972 74 745 5000 (Fax)

STRATASYS.COM
 ISO 9001:2008 Certified

© 2018 Stratasys. All rights reserved. Stratasys, Stratasys signet, Objet, PolyJet, Connex3, Stratasys J750, Stratasys J735, Objet550, Objet350, Objet500, Objet1000 Plus and Digital ABS Plus are trademarks of Stratasys Ltd, and/or its subsidiaries or affiliates and may be registered in certain jurisdictions. All other trademarks belong to their respective owners. M35_3D_DigitalABSPlus_2018a

Abbildung D.1: Datenblatt des beim 3D-Drucken verwendeten ABS.

420 Stainless Steel
Infiltrated with Bronze

Typical Material Properties

Material Properties	Test Method	420SS / Bronze	
		Annealed	Non-Annealed
Tensile Strength			
Ultimate Strength	ASTM E8	72 ksi (496 MPa)	99 ksi (682 MPa)
Yield Strength (0,2% offset)		62 ksi (427 MPa)	66 ksi (455 MPa)
Elastic Modulus		21,4 Mpsi (147 GPa)	21,4 Mpsi (147 GPa)
Elongation		7,0%	2,3%
Hardness	ASTM E18	93 HRB	97 HRB
Fractional Density	MPJF 42	95%+	95%+
Density		0,284 lbs/in ³ (7,86 g/cm ³)	0,284 lbs/in ³ (7,86 g/cm ³)
Machinability		Conventionally machinable	Refer to ExOne for recommendations
Weldability		Use silicone bronze rod & TIG weld	Use silicone bronze rod & TIG weld
Thermal Conductivity	ASTM E1530	13 BTU/hr ft °F (22,6 W/m ² K)	13 BTU/hr ft °F (22,6 W/m ² K)
Specific Heat	ASTM E1263	0,114 BTU/lb °F (478 J/kg ^o K)	0,114 BTU/lb °F (478 J/kg ^o K)
Thermal Expansion Coefficient	ASTM E228	7,4 x 10 ⁻⁶ /°F (13,4 x 10 ⁻⁶ /°K)	7,4 x 10 ⁻⁶ /°F (13,4 x 10 ⁻⁶ /°K)

Surface Finish

After sintering: ≈ 600 µin R_a (15 µm R_a)
 Bead blasting: ≈ 300 µin R_a (7,5 µm R_a)
 Barrel finishing: ≈ 50 µin R_a (1,25 µm R_a)



Printed part, raw finish



Printed part, polished

The data and other information (Information) presented in this Data Sheet are provided by and are proprietary information of The ExOne Company (ExOne). ExOne presents this Information in the good faith belief that it is substantially accurate as of the date provided on this document. The information is based upon utilizing ExOne's 3D printing machines and proprietary processes and technology. The material properties included in the Information are representative of materials so processed and do not constitute minimum specification standards. Materials processed on machines other than ExOne's and/or with different processes and/or technology may differ as to their properties. ExOne's research and developments efforts are ongoing and ExOne reserves the right to revise the information at any time without notice. ExOne does not provide any warranties or other obligations hereby, and will only provide such warranties or other obligations, if any, either in a definitive purchase contract executed by ExOne or in its standard terms and conditions of sale contained in an order acknowledgement.

For information about ExOne systems, materials and applications, contact an ExOne Production Service Center or visit www.ExOne.com

The ExOne Company
 127 Industry Boulevard
 North Huntingdon, PA 15642
 MID-ATLANTIC: +1 877 773 9663

MIDWEST: +1 877 745 1580
 SOUTH: +1 281 931 0011
 NORTHWEST: +1 253 394 0357

SOUTHWEST: +1 702 487 3977
 EUROPE: +1 877 745 1580
 ASIA: +1 281 931 0011

rev. 03/31/14

Abbildung D.2: Datenblatt von bronzeinfiltriertem Stahl.

Abkürzungsverzeichnis

A/A Abduktion / Adduktion

B Basis bzw. Anfang der kinematischen Kette

ES_{ag} Ebene parallel zur Sagittalebene

EEG Elektroenzephalografie

EMG Elektromyographie

EP Pose des Exoskeletts

F Zielfunktion für die Optimierung der Hüfte

F_{kin} Funktion für die kinematische Kompatibilität

F/E Flexion / Extension

FSR Force Sensing Resistor (1D- Kraftsensor)

GA Genetischer Algorithmus

GPS Generalized Pattern Search-Optimierungsverfahren

GRZ Gelenkrotationszentrum

HLC High-Level Controller

HMM Hidden Markov Model

IMU Inertiale Messeinheit

IP Initialposition des Wälzkontaktgelenks

IR/AR Innen- / Außenrotation

KKR Korrekturklassifikationsrate

KK Kinematische Konfiguration

KS_{ag} Sagittalebene durch das Kniegelenk

K Zielfunktion für die Optimierung am Knie- und Sprunggelenk

LLC Low-Level Controller

MK Mechanische Konfiguration

$M_{x,y,z}$ Ausrichtungsfehler des Wälzkontaktgelenks

M Metrik für die kinematische Kompatibilität

MLC Mid-Level Controller

MMM Master Motor Map

MRS Mensch-Roboter-Schnittstelle

OE Orientierungsfehler

$P_{ref,x,y,z}$ Referenztrajektorie für das Exoskelett

PPT Pressure Pain Threshold

RCJ Wälzkontaktgelenk, engl. Rolling Contact Joint

SS_{ag} Sagittalebene durch das Sprunggelenk

S Segment im Gelenkmechanismus

SA Simulated Annealing Optimierungsverfahren

SHR Screw Home Rotation

StS Stahlseil

TE Positionsfehler

ZP Zielpose für die inverse Kinematik

Abbildungsverzeichnis

1.1	Einsatzbereiche von Exoskeletten.	2
2.1	Anatomische Ebenen- und Richtungsbezeichnungen.	13
2.2	Die Phasen eines Gangzyklus.	14
2.3	Ersatzmodelle des menschlichen Hüftgelenks.	16
2.4	Arthrokinematik des Kniegelenks in der Sagittalebene.	19
2.5	Lage der Bewegungsachsen des Sprunggelenks.	23
2.6	Relativbewegungen des Exoskeletts zum menschlichen Bein. . .	27
2.7	Mögliche kinematische Grundaufbauten von Exoskeletten. . . .	30
2.8	Endpunktbasierte Exoskelette	31
2.9	Kinematisch äquivalente Exoskelette	33
2.10	Schematische Darstellung eines umlaufenden Gelenks.	34
2.11	Anwendung des Theorems der parallelen Achsen.	35
2.12	Die vier kinematischen Grundaufbauten von Exoskeletten. . . .	37
2.13	Kompensation von Ausrichtungsfehlern	38
2.14	Mechanismen mit guter kinematischer Kompatibilität für das Hüftgelenk.	40
2.15	Konstruktion aus zwei gekoppelten Parallelogrammen zur Ausrichtung der korrespondierenden Mensch-Exoskelett-Achsen am Kniegelenk.	44
2.16	Sechs in Reihe geschaltete Bolzengelenke zur Ausrichtung des GRZ in der Sagittalebene.	45
2.17	Ausrichtung der korrespondierenden Mensch-Exoskelett-Achsen durch Anwendung des Theorems der parallelen Achsen.	47
2.18	Assist On-Ankle-Exoskelett.	50

2.19	Gelenkmechanismus für das Sprunggelenk, bestehend aus einem Gelenkfünfeck.	51
2.20	Evaluierung des Gelenkmechanismus für den Schultergürtel am <i>Harmony</i>	56
2.21	Grundlegendes Schema zur Regelung von Exoskeletten.	58
2.22	Verwendung eines endlichen Zustandsautomaten zur Regelung des Hyundai Life-caring Exoskeleton (HLEX-v2).	63
2.23	Bewegungsklassifikation für das NBLEX Exoskelett.	70
4.1	Das KIT-EXO-1.	83
4.2	Linearaktuator mit serieller Elastizität.	84
4.3	Prinzipielle Vorgehensweise bei der Entwicklung der Gelenkmechanismen.	85
4.4	Prinzipieller Aufbau der Simulation.	87
4.5	Für die Entwicklung verwendete Radien, um die Form des Hüftgürtels mit einer Ellipse zu beschreiben.	91
4.6	Schematisches Model der kinematischen Struktur.	93
4.7	Schematisches Model des Rotationsmechanismus.	95
4.8	Randbedingungen für die kinematische Simulation am Hüftgelenk.	97
4.9	Ergebnisse der kinematischen Simulation, um die Funktionalität des Mechanismus zu evaluieren.	99
4.10	Optimierte Segmentlängen des Hüftgelenkmechanismus.	103
4.11	Gesamtkonstruktion des Hüftexoskeletts.	108
4.12	Detailansichten der Hüftkonstruktion.	109
4.13	Aktuator für das Hüftgelenk.	112
4.14	FEM-Analyse für den Hüftmechanismus.	113
4.15	Schematisches Model des Wälzkontaktgelenks.	118
4.16	Kopplung von menschlichem Kniegelenk und Gelenkmechanismus.	120

4.17	Projektion der Trajektorie des GRZ des menschlichen Kniegelenks in die Exoskelettebene.	121
4.18	Grundlegende Struktur der kinematischen Simulation für das Kniegelenk.	123
4.19	Vergleich zwischen Referenztrajektorie und Exoskelettpose mit manuell gewählten Kugelradien.	125
4.20	Vergleich zwischen Referenztrajektorie und Exoskelettpose mit optimierten Parametern des Wälzkontaktgelenks.	127
4.21	Durchschnittliche Werte der Zielfunktion ($K_{K,mean}$) für verschiedene Positionen des Wälzkontaktgelenks relativ zum menschlichen Kniegelenk.	128
4.22	Durch Verschiebung von ZP auftretende Werte für $K_{K,mean}$ nach Optimierung von IP_x und IP_y	129
4.23	Konstruktion des Wälzkontaktgelenks für das Kniegelenk.	133
4.24	Exoskelett mit Wälzkontaktgelenk für das Kniegelenk.	134
4.25	Punkte und Abstände um die Seildehnung bei Abduktionsbewegungen zu ermitteln.	137
4.26	Längung von StS_2 im Wälzkontaktgelenk bei verschiedenen Bewegungen.	138
4.27	Kräfte in den Stahlseilen und dadurch hervorgerufenes Drehmoment um die A/A-Achse.	139
4.28	Vom Aktuator eingeleitete Kräfte um die drei Gelenkachsen des Wälzkontaktgelenks.	140
4.29	Mises-Vergleichsspannung und Betrag der Verschiebung bei Simulation von Lastfall 1.	141
4.30	Verwendete Ebenen und Abstände für die Simulation des Sprunggelenks.	147
4.31	Projektion der Trajektorie des GRZ am menschlichen Sprunggelenk in die Exoskelettebene	148
4.32	Vergleich zwischen Referenztrajektorie und Gelenkmechanismus am Sprunggelenk.	150

4.33	Durchschnittliche Werte der Zielfunktion ($K_{S,mean}$) für verschiedene Positionen des Wälzkontaktgelenks relativ zum menschlichen Sprunggelenk.	151
4.34	Durch laterale Verschiebung von ZP auftretende Werte für $K_{S,mean}$ nach Optimierung von IP_x, IP_y am Sprunggelenk.	152
4.35	Konstruktion des Wälzkontaktgelenks für das Sprunggelenk.	155
4.36	Rendering des Prototyps für das Sprunggelenk.	156
4.37	Kräfte in den Stahlseilen und dadurch hervorgerufenes Drehmoment um die A/A-Achse.	158
4.38	Von Mises-Vergleichsspannung und Betrag der Verschiebung bei Simulation von Lastfall 1 am Sprunggelenk.	159
4.39	PPT an verschiedenen Stellen des Beins und Kraftmessung am Exoskelett.	164
4.40	Sensorisierter Prototyp des Hüftgelenks.	169
4.41	Vergleich von Flexionswinkel und Interaktionskräften am Oberschenkel bei Experimenten mit $MK1$ und $MK4$	170
4.42	Sensorisierter Prototyp für das Kniegelenk.	174
4.43	Vergleich von Flexionswinkel und Interaktionskräften am Oberschenkel bei Experimenten mit Wälzkontaktgelenk und Drehgelenk.	175
4.44	Sensorisierter Prototyp für das Sprunggelenk.	178
4.45	Vergleich von Flexionswinkel und Interaktionskräften am Unterschenkel bei Experimenten mit Wälzkontaktgelenk und Drehgelenk.	179
4.46	Zweibeiniges Exoskelett mit den entwickelten Gelenkmechanismen.	183
5.1	Sensorisierte Schnittstelle und Verteilung der Sensoren am Bein des Benutzers.	186
5.2	Endlicher Zustandsautomat für den ersten Regelungsentwurf des KIT-EXO-1.	187

5.3	Regelungsschema für das KIT-EXO-1.	188
5.4	Grafische Darstellung eines HMM.	190
5.5	Passives Exoskelett mit 3 IMUs und 7 3D-Kraftsensoren zur Datenaufzeichnung für die Bewegungsklassifikation.	194
5.6	Schematische Darstellung der Bewegungsklassifikation.	196
5.7	Vergleich von KKR und Latenz für verschiedene Fenstergrößen.	204
5.8	Latenz bei kombinierten Bewegungen bei einer Fenstergröße von 300 ms.	205
A.1	Darstellung eines technischen Kugelgelenks und des menschlichen Hüftgelenks.	219
A.2	Kinematische und kinetische Daten während eines Doppelschritts am Hüftgelenk	219
A.3	Artikulierende Knochen des Kniegelenks.	220
A.4	Kinematische und kinetische Daten während eines Doppelschritts am Kniegelenk.	220
A.5	Translation entlang der anatomischen Achsen des Kniegelenks während eines Doppelschritts.	221
A.6	Kinematisches Ersatzmodell des Kniegelenks.	221
A.7	Artikulierende Knochen und Kondylen des Fußgelenks.	222
A.8	Kinematische und kinetische Daten während eines Doppelschritts am Sprunggelenk.	222
B.1	Segmentlängen abhängig von der Körpergröße.	223
D.1	Datenblatt des beim 3D-Drucken verwendeten ABS.	232
D.2	Datenblatt von bronzeinfiltriertem Stahl.	233

Tabellenverzeichnis

2.1	Die sieben Gangphasen während eines Doppelschritts.	15
2.2	Kinematische und kinetische Daten des Hüftgelenks.	18
2.3	Kinematische und kinetische Daten des Kniegelenks.	21
2.4	Kinematische und kinetische Daten des Sprunggelenks.	26
2.5	Zusammenfassung der wichtigsten Parameter aktueller Gelenkmechanismen für das Hüftgelenk	42
2.6	Zusammenfassung der wichtigsten Parameter aktueller Gelenkmechanismen für das Kniegelenk	48
2.7	Zusammenfassung der wichtigsten Parameter aktueller Gelenkmechanismen für das Sprunggelenk.	52
3.1	Anforderungen an die Gelenke der unteren Extremität bezüglich ihres Bewegungsraums	75
3.2	Anforderungen an die Aktuierung der für Gangbewegungen benötigten Hauptbewegungsachsen.	77
3.3	Segmentlängen und Hüftbreite entsprechen dem 5 bis 95 Perzentil der deutschen Bevölkerung.	78
4.1	Anforderungen an den Gelenkmechanismus für das Hüftgelenk.	92
4.2	Randbedingungen für die Simulation des Hüftgelenks.	98
4.3	Orientierungs- und Positionsfehler während eines Doppelschritts für verschiedene mechanische Konfigurationen am Hüftgelenk.	101

4.4	Vergleich von drei Optimierungsverfahren zur Optimierung des Mechanismus für das Hüftgelenk.	106
4.5	Optimierte Segmentlängen des Mechanismus für das Hüftgelenk.	107
4.6	Ergebnisse für den Gelenkmechanismus des Hüftgelenks.	115
4.7	Anforderungen an den Gelenkmechanismus für das Kniegelenk.	117
4.8	Optimierte Kugelradien und Positionierung des Wälzkontaktgelenks nach Ausführung des GPS.	126
4.9	Wert der Zielfunktion K_K für verschiedene Parameter des Wälzkontaktgelenks am Knie.	126
4.10	Orientierungs- und Positionsfehler während eines Doppelschritts für verschiedene mechanische Konfigurationen am Kniegelenk.	131
4.11	Länge des Prototyps für das Wälzkontaktgelenk im Vergleich zur menschlichen Ober- und Unterschenkellänge.	144
4.12	Ergebnisse der technischen Umsetzung für den Gelenkmechanismus am Kniegelenk.	145
4.13	Anforderungen an den Gelenkmechanismus für das Sprunggelenk.	146
4.14	Wert der Zielfunktion K_S für verschiedene Parameter des Wälzkontaktgelenks am Sprunggelenk.	149
4.15	Optimierte Kugelradien und Initialpositionen nach Ausführung des GPS am Sprunggelenk.	149
4.16	Orientierungs- und Positionsfehler während eines Doppelschritts für verschiedene mechanische Konfigurationen am Sprunggelenk.	154
4.17	Länge des Prototyps für das Sprunggelenk im Vergleich zur menschlichen Unterschenkellänge.	160
4.18	Ergebnisse der technischen Umsetzung für den Gelenkmechanismus am Sprunggelenk.	161

4.19	Messwerte für den PPT an den verschiedenen Messpunkten am menschlichen Bein.	164
4.20	Durchschnittliche Werte der Metrik für verschiedene mechanische Konfigurationen an der Hüfte.	173
4.21	Durchschnittliche Werte der Metrik für verschiedene mechanische Konfigurationen am Kniegelenk.	177
4.22	Durchschnittliche Werte der Metrik für verschiedene mechanische Konfigurationen am Sprunggelenk.	180
5.1	Körpermaße und Parameter des Ober- und Unterschenkels der Probanden.	198
5.2	Genauigkeit, Trefferquote und F_1 -Score der HMMs mit verschiedenen Sensormodalitäten	201
5.3	Durchschnittliche Werte der Korrekturklassifikationsrate, Latenz und Rechenzeit bei der fünffach stratifizierten Kreuzvalidierung für verschiedene Fenstergrößen.	203
5.4	Ergebnisse der Leave-One-Out Validierung.	207
5.5	Vergleich des in der Arbeit vorgestellten Ansatzes für die Bewegungsklassifikation mit den Ansätzen aus der Literatur. . .	209
B.1	Informationen zu den Probanden und Bewegungstypen zur Berechnung der maximalen Gelenkwinkel.	224
B.2	Bewegungsräume für das Hüftgelenk.	225
B.3	Bewegungsräume für das Kniegelenk.	226
B.4	Bewegungsräume für das Sprunggelenk.	227
C.1	<i>DH</i> -Parameter des entwickelten Hüftexoskeletts mit manuell gewählten Segmentlängen.	230

Literatur

- Agrawal, A., Banala, S. K., Agrawal, S. K. und Binder-Macleod, S. A. (2005), „Design of a Two Degree-of-freedom Ankle-foot Orthosis for Robotic Rehabilitation“, *International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, S. 41–44.
- Asbeck, A. T., Dyer, R. J., Larusson, A. F. und Walsh, C. J. (2013), „Biologically-inspired Soft Exosuit“, *International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, S. 1–8.
- Asbeck, A. T., Rossi, S. M. D., Holt, K. G. und Walsh, C. J. (2015), „A Biologically Inspired Soft Exosuit for Walking Assistance“, *The International Journal of Robotics Research*, Jg. 34, Nr. 6, S. 744–762.
- Audet, C. und Dennis, J. E. (2002), „Analysis of Generalized Pattern Searches“, *SIAM Journal on Optimization*, Jg. 13, Nr. 3, S. 889–903.
- Bartenbach, V., Schmidt, K., Naef, M., Wyss, D. und Riener, R. (2015), „Concept of a Soft Exosuit for the Support of Leg Function in Rehabilitation“, *International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, IEEE, S. 125–130.
- Baum, L. E. und Eagon, J. A. (1967), „An Inequality with Applications to Statistical Estimation for Probabilistic Functions of Markov Processes and to a Model for Ecology“, *Bulletin of the American Mathematical Society*, Jg. 73, Nr. 3, S. 360–363.
- Baum, L. E., Petrie, T., Soules, G. und Weiss, N. (1970), „A Maximization Technique Occurring in the Statistical Analysis of Probabilistic Functions

- of Markov Chains“, *The annals of mathematical statistics*, Jg. 41, Nr. 1, S. 164–171.
- Beatty, M. F. (1986), *Principles of Engineering Mechanics: Kinematics - The Geometry of Motion*, Springer US, Boston, MA.
- Beil, J. und Asfour, T. (2018a), „A Rolling Contact Joint Lower Extremity Exoskeleton Knee“, *International Conference on Intelligent Autonomous Systems (IAS)*, Springer, S. 263–277.
- Beil, J., Ehrenberger, I., Scherer, C., Mandery, C. und Asfour, T. (2018b), „Human Motion Classification based on Multi-Modal Sensor Data for Lower Limb Exoskeletons“, *International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, IEEE, S. 5431–5436.
- Beil, J., Marquardt, C. und Asfour, T. (2017), „Self-aligning Exoskeleton Hip Joint: Kinematic Design with Five Revolute, Three Prismatic and One Ball Joint“, *International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, IEEE, S. 1349–1355.
- Beil, J., Perner, G. und Asfour, T. (2015), „Design and Control of the Lower Limb Exoskeleton KIT-EXO-1“, *International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, IEEE, S. 119–124.
- Bigos, S. J., Spengler, D. M., Martin, N. A., Zeh, J., Fisher, L., Nachemson, A. und Wang, M. (1986), „Back Injuries in Industry: a Retrospective Study. II. Injury Factors.“, *Spine*, Jg. 11, Nr. 3, S. 246–251.
- Bishop, C. (2006), *Pattern Recognition and Machine Learning*, Springer.
- Bommas-Ebert, U., Teubner, P. und Voß, R. (2011), *Kurzlehrbuch Anatomie: und Embryologie*, Georg Thieme Verlag.
- Cai, V. A. D., Bidaud, P., Hayward, V., Gosselin, F. und Desailly, E. (2011), „Self-adjusting, Isostatic Exoskeleton for the Human Knee Joint“, *Annual*

-
- International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, S. 612–618.
- Camomilla, V., Cappozzo, A. und Vannozzi, G. (2018), „Three-Dimensional Reconstruction of the Human Skeleton in Motion“, *Handbook of Human Motion*, S. 17–45.
- CAN (2019), *CAN in Automation Webseite*, URL: <https://www.can-cia.org/> (besucht am 26.04.2019).
- Celebi, B., Yalcin, M. und Patoglu, V. (2013), „AssistOn-Knee: A self-aligning Knee Exoskeleton“, *International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, S. 996–1002.
- Chen, C., Wu, X., Liu, D.-x., Feng, W. und Wang, C. (2017), „Design and Voluntary Motion Intention Estimation of a Novel Wearable Full-Body Flexible Exoskeleton Robot“, *Mobile Information Systems*, Jg. 2017.
- Choi, B., Lee, Y., Kim, Y., Lee, J., Lee, M., Roh, S., Park, Y. J., Kim, K. und Shim, Y. (2017), „Development of Adjustable Knee Joint for Walking Assistance Devices“, *2017 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, S. 1790–1797.
- Choi, B., Lee, Y., Kim, J., Lee, M., Lee, J., Roh, S.-g., Choi, H., Kim, Y.-J. und Choi, J.-Y. (2016), „A Self-aligning Knee Joint for Walking Assistance Devices“, *International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, S. 2222–2227.
- Collins, C. L. (2003), „Kinematics of Robot Fingers with Circular Rolling Contact Joints“, *Journal of Robotic Systems*, Jg. 20, Nr. 6, S. 285–296.
- Costa, N. und Caldwell, D. G. (2006), „Control of a Biomimetic Soft-actuated 10DOF Lower Body Exoskeleton“, *International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*, IEEE, S. 495–501.

- Crea, S., De Rossi, S. M., Donati, M., Reberšek, P., Novak, D., Vitiello, N., Lenzi, T., Podobnik, J., Munih, M. und Carrozza, M. C. (2012), „Development of Gait Segmentation Methods for Wearable Foot Pressure Sensors“, *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, IEEE, S. 5018–5021.
- Cyberdyne (2019), *CYBERDYNE Inc. HAL Webseite*, URL: [http : / / %5Cnewline%20www.cyberdyne.jp](http://%5Cnewline%20www.cyberdyne.jp) (besucht am 26.04.2019).
- DIN 33402-2:2005-12 (2005), *Ergonomie - Körpermaße des Menschen - Teil 2: Werte, Norm.*
- DIN EN ISO 3411:2007-11 (2007), *Erdbaumaschinen – Körpermaße von Maschinenführern und Mindestfreiraum*, Norm.
- DIN EN ISO 7250-2:2017-12 (2013), *Wesentliche Maße des menschlichen Körpers für die technische Gestaltung – Teil 2: Anthropometrische Datenbanken einzelner nationaler Bevölkerungen*, Norm.
- Do, A. H., Wang, P. T., King, C. E., Chun, S. N. und Nenadic, Z. (2013), „Brain-computer Interface Controlled Robotic Gait Orthosis“, *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, Jg. 10, Nr. 1, S. 111.
- Drillis, R. und Contini, R. (1966), *Body Segment Parameters*, Techn. Ber., Office of Vocational Rehabilitation, Department of Health, Education und Welfare: New York.
- Ekkelenkamp, R., Veneman, J. und van der Kooij, H. (2007), „LOPES: A Lower Extremity Powered Exoskeleton“, *International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, S. 3132–3133.
- EKSO Bionics (2019a), *EKSO Bionics ekso health Webseite*, URL: [https : //eksobionics.com/eksohealth/](https://eksobionics.com/eksohealth/) (besucht am 26.04.2019).

- EKSO Bionics (2019b), *EKSO Bionics ZeroG Webseite*, URL: <https://eksobionics.com/eksoworks/eksozerog/> (besucht am 26.04.2019).
- Erdogan, A., Celebi, B., Satici, A. C. und Patoglu, V. (2017), „Assist On-Ankle: A Reconfigurable Ankle Exoskeleton With Series-elastic Actuation“, *Autonomous Robots*, Jg. 41, Nr. 3, S. 743–758.
- Farrell, T. R. und Weir, R. F. (2007), „The Optimal Controller Delay for Myoelectric Prostheses“, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Jg. 15, Nr. 1, S. 111–118.
- Fleerkotte, B. M., Koopman, B., Buurke, J. H., van Asseldonk, E. H. F., van der Kooij, H. und Rietman, J. S. (2014), „The Effect of Impedance-controlled Robotic Gait Training on Walking Ability and Quality in Individuals with Chronic Incomplete Spinal Cord Injury: An Explorative Study“, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, Jg. 11, Nr. 1, S. 26.
- Forlani, M., Sancisi, N. und Parenti-Castelli, V. (2015), „A Three-dimensional Ankle Kinetostatic Model to Simulate Loaded and Unloaded Joint Motion“, *Journal of Biomechanical Engineering*, Jg. 137, Nr. 6, S. 061005.
- Fortis (2019), *Lockheed Martin Fortis Webseite*, URL: <https://www.lockheedmartin.com/en-us/products/exoskeleton-technologies/industrial.html> (besucht am 26.04.2019).
- Giovacchini, F., Vannetti, F., Fantozzi, M., Cempini, M., Cortese, M., Parri, A., Yan, T., Lefeber, D. und Vitiello, N. (2015), „A Light-weight Active Orthosis for Hip Movement Assistance“, *Robotics and Autonomous Systems*, Jg. 73, S. 123–134.
- Gloger, M., Alsina, P. J. und Melo, N. B. (2015), „Ortholeg 2.0 - A New Design for a Lower Limb Active Orthosis“, *International Symposium on Micro-NanoMechatronics and Human Science (MHS)*, S. 1–7.

- Golberg, D. E. (1989), „Genetic algorithms in search, optimization, and machine learning“, *Addion wesley*, Jg. 1989, Nr. 102, S. 36.
- Goršič, M., Kamnik, R., Ambrožič, L., Vitiello, N., Lefeber, D., Pasquini, G. und Munih, M. (2014), „Online Phase Detection Using Wearable Sensors for Walking With a Robotic Prosthesis“, *Sensors*, Jg. 14, Nr. 2, S. 2776–2794.
- Graupe, D., Salahi, J. und Zhang, D. (1985), „Stochastic Analysis of Myoelectric Temporal Signatures for Multifunctional Single-site Activation of Prostheses and Orthoses“, *Journal of Biomedical Engineering*, Jg. 7, Nr. 1, S. 18–29.
- Grood, E. S. und Suntay, W. J. (1983), „A Joint Coordinate System for the Clinical Description of Three-dimensional Motions: Application to the Knee“, *Journal of Biomechanical Engineering*, Jg. 105, Nr. 2, S. 136–144.
- Hartenberg, R. S. und Denavit, J. (1955), „A Kinematic Notation for Lower Pair Mechanisms Based on Matrices“, *Journal of Applied Mechanics*, Jg. 77, Nr. 2, S. 215–221.
- Hefftner, G., Zucchini, W. und Jaros, G. G. (1988), „The Electromyogram (EMG) as a Control Signal for Functional Neuromuscular Stimulation. I. Autoregressive Modeling as a Means of EMG Signature Discrimination“, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Jg. 35, Nr. 4, S. 230–237.
- Herr, H. (2009), „Exoskeletons and Orthoses: Classification, Design Challenges and Future Directions“, *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, Jg. 6, Nr. 1, S. 21.
- Hong, M. B., Shin, Y. J. und Wang, J. (2014), „Novel Three-DOF Ankle Mechanism for Lower-limb Exoskeleton: Kinematic Analysis and Design of Passive-type Ankle Module“, *International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, S. 504–509.

- Huang, H., Kuiken, T. A. und Lipschutz, R. D. (2009), „A Strategy for Identifying Locomotion Modes Using Surface Electromyography“, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Jg. 56, Nr. 1, S. 65–73.
- Huysamen, K., de Looze, M., Bosch, T., Ortiz, J., Toxiri, S. und O’Sullivan, L. W. (2018), „Assessment of an Active Industrial Exoskeleton to Aid Dynamic Lifting and Lowering Manual Handling Tasks“, *Applied Ergonomics*, Jg. 68, S. 125–131.
- Hyon, S.-H. u. a. (2013), „Design of Hybrid Drive Exoskeleton Robot XoR2“, *2013 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, S. 4642–4648.
- Hyun, D. J., Lim, H., Park, S. und Jung, K. (2017), „Development of Ankleless Active Lower-limb Exoskeleton Controlled Using Finite Leg Function State Machine“, *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, Jg. 18, Nr. 6, S. 803–811.
- Inamura, T., Toshima, I., Tanie, H. und Nakamura, Y. (2004), „Embodied Symbol Emergence Based on Mimesis Theory“, *The International Journal of Robotics Research*, Jg. 23, Nr. 4-5, S. 363–377.
- Jezernik, S., Colombo, G., Keller, T., Frueh, H. und Morari, M. (2008), „Robotic Orthosis Lokomat: A Rehabilitation and Research Tool“, *Neuromodulation: Technology at the Neural Interface*, Jg. 6, Nr. 2, S. 108–115.
- Jin, D., Yang, J., Zhang, R., Wang, R. und Zhang, J. (2006), „Terrain Identification for Prosthetic Knees Based on Electromyographic Signal Features“, *Tsinghua Science and Technology*, Jg. 11, Nr. 1, S. 74–79.
- Junius, K., Lefeber, N., Swinnen, E., Vanderborght, B. und Lefeber, D. (2018), „Metabolic Effects Induced by a Kinetically Compatible Hip Exoskeleton During STS“, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Jg. 65, Nr. 6, S. 1399–1409.

- Junius, K., Degelaen, M., Lefeber, N., Swinnen, E., Vanderborght, B. und Lefeber, D. (2017), „Bilateral, Misalignment-compensating, Full-DOF Hip Exoskeleton: Design and Kinematic Validation“, *Applied Bionics and Biomechanics*, Jg. 2017.
- Kadetoff, D. und Kosek, E. (2007), „The Effects of Static Muscular Contraction on Blood Pressure, Heart Rate, Pain Ratings and Pressure Pain Thresholds in Healthy Individuals and Patients with Fibromyalgia“, *European Journal of Pain*, Jg. 11, Nr. 1, S. 39–39.
- Kainz, H., Carty, C. P., Modenese, L., Boyd, R. N. und Lloyd, D. G. (2015), „Estimation of the Hip Joint Centre in Human Motion Analysis: A Systematic Review“, *Clinical Biomechanics*, Jg. 30, Nr. 4, S. 319–329.
- Kaufman, K. R. und Sutherland, D. H. (2006), „Kinematics of Normal Human Walking“, *Human Walking*, Jg. 3, S. 33–51.
- Kawamoto, H., Hayashi, T., Sakurai, T., Eguchi, K. und Sankai, Y. (2009), „Development of Single Leg Version of HAL for Hemiplegia“, *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, S. 5038–5043.
- Kawamoto, H., Kanbe, S. und Sankai, Y. (2003), „Power Assist Method for HAL-3 Estimating Operator’s Intention Based on Motion Information“, *International Workshop on Robot and Human Interactive Communication*, IEEE, S. 67–72.
- Kilicarslan, A., Prasad, S., Grossman, R. G. und Contreras-Vidal, J. L. (2013), „High Accuracy Decoding of User Intentions Using EEG to Control a Lower-body Exoskeleton“, *International conference of the IEEE Engineering in medicine and biology society (EMBC)*, IEEE, S. 5606–5609.
- Kim, B. und Deshpande, A. D. (2017a), „An Upper-body Rehabilitation Exoskeleton Harmony with an Anatomical Shoulder Mechanism: Design,

- Modeling, Control, and Performance Evaluation“, *The International Journal of Robotics Research*, Jg. 36, Nr. 4, S. 414–435.
- Kim, H., Shin, Y. J. und Kim, J. (2017b), „Kinematic-based Locomotion Mode Recognition for Power Augmentation Exoskeleton“, *International Journal of Advanced Robotic Systems*, Jg. 14, Nr. 5.
- Kim, K., Kang, M., Choi, Y., Jang, H., Han, J. und Han, C. (2012), „Development of the Exoskeleton Knee Rehabilitation Robot Using the Linear Actuator“, *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, Jg. 13, Nr. 10, S. 1889–1895.
- Kim, S.-H., In, H., Song, J.-R. und Cho, K.-J. (2016), „Force Characteristics of Rolling Contact Joint for Compact Structure“, *International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*, IEEE, S. 1207–1212.
- Kralj, A., Jaeger, R. und Muni, M. (1990), „Analysis of Standing Up and Sitting Down in Humans: Definitions and Normative Data Presentation“, *Journal of Biomechanics*, Jg. 23, Nr. 11, S. 1123–1138.
- Kulic, D., Takano, W. und Nakamura, Y. (2007), „Incremental On-line Hierarchical Clustering of Whole Body Motion Patterns“, *International Symposium on Robot and Human interactive Communication (RO-MAN)*, IEEE, S. 1016–1021.
- Kuo, Y.-L., Tully, E. A. und Galea, M. P. (2010), „Kinematics of Sagittal Spine and Lower Limb Movement in Healthy Older Adults During Sit-to-stand From Two Seat Heights“, *Spine*, Jg. 35, Nr. 1, E1–E7.
- Kwa, H. K., Noorden, J. H., Missel, M., Craig, T., Pratt, J. E. und Neuhaus, P. D. (2009), „Development of the IHMC Mobility Assist Exoskeleton“, *International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, IEEE.

- Lafortune, M. u. a. (1992), „Three-dimensional Kinematics of the Human Knee During Walking“, *Journal of Biomechanics*, Jg. 25, Nr. 4, S. 347–357.
- Li, Y. D. und Hsiao-Wecksler, E. T. (2013), „Gait Mode Recognition and Control for a Portable-powered Ankle-foot Orthosis“, *2013 IEEE 13th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, IEEE, S. 1–8.
- Liu, D. X., Wu, X., Wang, M., Chen, C., Zhang, T. und Fu, R. (2015), „Non-binding Lower Extremity Exoskeleton (NextExo) for Load-bearing“, *International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO)*, S. 2312–2317.
- Low, K. H., Liu, X. und Yu, H. (2005), „Development of NTU Wearable Exoskeleton System for Assistive Technologies“, *International Conference on Mechatronics and Automation (ICMA)*, Bd. 2, S. 1099–1106.
- Mandery, C. (2017), *Organisation, Repräsentation und Analyse menschlicher Ganzkörperbewegung fuer die datengetriebene Bewegungsgenerierung bei humanoiden Robotern*, Bd. 2, KIT Scientific Publishing.
- Mandery, C., Plappert, M., Borrás, J. und Asfour, T. (2016), „Dimensionality Reduction for Whole-Body Human Motion Recognition“, *International Conference on Information Fusion (FUSION)*, S. 355–362.
- Mandery, C., Terlemez, O., Do, M., Vahrenkamp, N. und Asfour, T. (2015), „The KIT Whole-body Human Motion Database“, *International Conference on Advanced Robotics (ICAR)*, IEEE, S. 329–336.
- Mannini, A., Genovese, V. und Sabatini, A. M. (2014), „Online Decoding of Hidden Markov Models for Gait Event Detection Using Foot-mounted Gyroscopes“, *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, Jg. 18, Nr. 4, S. 1122–1130.

- Mannini, A. und Sabatini, A. M. (2012), „Gait Phase Detection and Discrimination Between Walking–Jogging Activities Using Hidden Markov Models Applied to Foot Motion Data from a Gyroscope“, *Gait & Posture*, Jg. 36, Nr. 4, S. 657–661.
- Manter, J. T. (1941), „Movements of the Subtalar and Transverse Tarsal Joints“, *The Anatomical Record*, Jg. 80, Nr. 4, S. 397–410.
- Marquardt, C. (2017), „Entwicklung und Konstruktion einer Kinematik für ein kraftunterstützendes Hüftexoskelett“, Magisterarb., Karlsruher Institut für Technologie.
- Matsubara, T., Uchikata, A. und Morimoto, J. (2012), „Full-body Exoskeleton Robot Control for Walking Assistance by Style-phase Adaptive Pattern Generation“, *International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, S. 3914–3920.
- Menschik, A. (1974), „Mechanik des Kniegelenkes“, *Z Orthop*, Jg. 112, S. 481–495.
- Michael, J. W. und Bowker, J. H. (2004), *Atlas of Amputations and Limb Deficiencies: Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles*, American Academy of Orthopaedic Surgeons Rosemont, IL.
- Montieth, J. R., Todd, R. H. und Howell, L. L. (2011), „Analysis of Elliptical Rolling Contact Joints in Compression“, *Journal of Mechanical Design*, Jg. 133, Nr. 3.
- Morimoto, J., Noda, T. und Hyon, S. (2012), „Extraction of Latent Kinematic Relationships Between Human Users and Assistive Robots“, *International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, S. 3909–3915.
- Mun, J. H. und Lee, D.-W. (2004), „Three-dimensional Contact Dynamic Model of the Human Knee Joint During Walking“, *KSME International Journal*, Jg. 18, Nr. 2, S. 211–220.

- Murray, S. und Goldfarb, M. (2012), „Towards the Use of a Lower Limb Exoskeleton for Locomotion Assistance in Individuals with Neuromuscular Locomotor Deficits“, *International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, IEEE, S. 1912–1915.
- Nelson, T. G., Lang, R. J., Magleby, S. P. und Howell, L. L. (2016), „Curved-folding-inspired Deployable Compliant Rolling-contact Element (D-CORE)“, *Mechanism and Machine Theory*, Jg. 96, S. 225–238.
- Neumann, D. A. (2013), *Kinesiology of the Musculoskeletal System: Foundations for Rehabilitation*, Elsevier Health Sciences.
- Novak, D., Reberšek, P., De Rossi, S. M. M., Donati, M., Podobnik, J., Beravs, T., Lenzi, T., Vitiello, N., Carrozza, M. C. und Munih, M. (2013), „Automated Detection of Gait Initiation and Termination Using Wearable Sensors“, *Medical Engineering & Physics*, Jg. 35, Nr. 12, S. 1713–1720.
- Novak, D. und Riener, R. (2015), „A Survey of Sensor Fusion Methods in Wearable Robotics“, *Robotics and Autonomous Systems*, Jg. 73, S. 155–170.
- Panahandeh, G., Mohammadiha, N., Leijon, A. und Haendel, P. (2013), „Continuous Hidden Markov Model for Pedestrian Activity Classification and Gait Analysis“, *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, Jg. 62, Nr. 5, S. 1073–1083.
- Pelfort, X., Torres-Claramunt, R., Sánchez-Soler, J., Hinarejos, P., Leal-Blanquet, J., Valverde, D. und Monllau, J. (2015), „Pressure Algometry is a Useful Tool to Quantify Pain in the Medial Part of the Knee: An Intra- and Inter-reliability Study in Healthy Subjects“, *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, Jg. 101, Nr. 5, S. 559–563.
- Perry, J. C., Rosen, J. und Burns, S. (2007), „Upper-limb Powered Exoskeleton Design“, *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, Jg. 12, Nr. 4, S. 408–417.

- Pons, J. L. (2008), *Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons*, John Wiley & Sons.
- PTC (2016), *Creo Manikin Extension Datasheet*.
- Quintero, H., Farris, R., Hartigan, C., Clesson, I. und Goldfarb, M. (2011), „A Powered Lower Limb Orthosis for Providing Legged Mobility in Paraplegic Individuals“, *Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation*, Jg. 17, Nr. 1, S. 25–33.
- Rabiner, L. R. (1989), „A Tutorial on Hidden Markov Models and Selected Applications in Speech Recognition“, *Proceedings of the IEEE*, Jg. 77, Nr. 2, S. 257–286.
- Rader, S., Kaul, L., Weiner, P. und Asfour, T. (2017), „Highly Integrated Sensor-Actuator-Controller Units for Modular Robot Design“, *International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM)*, S. 1160–1166.
- Rathore, A., Wilcox, M., Ramirez, D. Z. M., Loureiro, R. und Carlson, T. (2016), „Quantifying the Human-robot Interaction Forces Between a Lower Limb Exoskeleton and Healthy Users“, *International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, S. 586–589.
- ReWalk (2019), *ReWalk Robotics GmbH Webseite*, URL: <http://rewalk.com> (besucht am 26.04.2019).
- Roebroeck, M., Doorenbosch, C., Harlaar, J., Jacobs, R. und Lankhorst, G. (1994), „Biomechanics and Muscular Activity During Sit-to-stand Transfer“, *Clinical Biomechanics*, Jg. 9, Nr. 4, S. 235–244.
- Ronsse, R., Lenzi, T., Vitiello, N., Koopman, B., van Asseldonk, E., De Rossi, S. M. M., van den Kieboom, J., van der Kooij, H., Carrozza, M. C. und Ijspeert, A. J. (2011), „Oscillator-based Assistance of Cyclical Move-

- ments: Model-based and Model-free Approaches“, *Medical & Biological Engineering & Computing*, Jg. 49, Nr. 10, S. 1173.
- Saccares, L., Sarakoglou, I. und Tsagarakis, N. G. (2016), „iT-Knee: An Exoskeleton with Ideal Torque Transmission Interface for Ergonomic Power Augmentation“, *International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, S. 780–786.
- Sankai, Y. (2010), „HAL: Hybrid Assistive Limb Based on Cybernetics“, *Robotics research*, Springer, S. 25–34.
- Schmidt, K., Duarte, J. E., Grimmer, M., Sancho-Puchades, A., Wei, H., Easthope, C. S. und Riemer, R. (2017), „The Myosuit: Bi-articular Anti-gravity Exosuit that Reduces Hip Extensor Activity in Sitting Transfers“, *Frontiers in Neurorobotics*, Jg. 11, S. 57–73.
- Schünke, M. (2009), *Prometheus-Lernatlas der Anatomie: Innere Organe; 118 Tabellen*, Bd. 2, Georg Thieme Verlag.
- Seeland, A., Woehrle, H., Straube, S. und Kirchner, E. A. (2013), „Online Movement Prediction in a Robotic Application Scenario“, *International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering (NER)*, IEEE, S. 41–44.
- Shein, E. (2019), „Exoskeletons Today“, *Commun. ACM*, Jg. 62, Nr. 3, S. 14–16.
- Siegler, S., Udupa, J., Ringleb, S., Imhauser, C., Hirsch, B., Othner, D., Saha, P., Okereke, E. und Roach, N. (2005), „Mechanics of the Ankle and Subtalar Joints Revealed Through a 3D Quasi-static Stress MRI Technique“, *Journal of Biomechanics*, Jg. 38, Nr. 3, S. 567–578.
- Strickland, E. (2012), „Good-bye, Wheelchair“, *IEEE Spectrum*, Jg. 49, Nr. 1, S. 30–32.

- Sugihara, T. (2011), „Solvability-unconcerned Inverse Kinematics by the Levenberg–Marquardt Method“, *IEEE Transactions on Robotics*, Jg. 27, Nr. 5, S. 984–991.
- Sup, F., Varol, H. A. und Goldfarb, M. (2011), „Upslope Walking With a Powered Knee and Ankle Prosthesis: Initial Results with an Amputee Subject“, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Jg. 19, Nr. 1, S. 71–78.
- Taborri, J., Scalona, E., Rossi, S., Palermo, E., Patanè, F. und Cappa, P. (2015), „Real-time Gait Detection Based on Hidden Markov Model: Is it Possible to Avoid Training Procedure?“, *International symposium on medical measurements and applications (MeMeA)*, S. 141–145.
- Tamez-Duque, J., Cobian-Ugalde, R., Kilicarslan, A., Venkatakrishnan, A., Soto, R. und Contreras-Vidal, J. (2015), „Real-time Strap Pressure Sensor System for Powered Exoskeletons“, *Sensors*, Jg. 15, Nr. 2, S. 4550–4563.
- Terlemez, O., Ulbrich, S., Mandery, C., Do, M., Vahrenkamp, N. und Asfour, T. (2014), „Master Motor Map (MMM) - Framework and Toolkit for Capturing, Representing, and Reproducing Human Motion on Humanoid Robots“, *International Conference on Humanoid Robots (Humanoids)*, S. 894–901.
- Tucker, M. R., Olivier, J., Pagel, A., Bleuler, H., Bouri, M., Lambercy, O., del R Millan, J., Riener, R., Vallery, H. und Gassert, R. (2015), „Control Strategies for Active Lower Extremity Prosthetics and Orthotics: A Review“, *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, Jg. 12, Nr. 1, S. 1.
- Vahrenkamp, N., Wächter, M., Kröhnert, M., Welke, K. und Asfour, T. (2015), „The robot software framework AmarX“, *it-Information Technology*, Jg. 57, Nr. 2, S. 99–111.

- Vallery, H., Ekkelenkamp, R., Buss, M. und van der Kooij, H. (2007), „Complementary Limb Motion Estimation Based on Interjoint Coordination: Experimental Evaluation“, *International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, IEEE, S. 798–803.
- Vallery, H., Van Asseldonk, E. H., Buss, M. und Van Der Kooij, H. (2009), „Reference Trajectory Generation for Rehabilitation Robots: Complementary Limb Motion Estimation“, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Jg. 17, Nr. 1, S. 23–30.
- Van Laarhoven, P. J. und Aarts, E. H. (1987), „Simulated annealing“, *Simulated annealing: Theory and applications*, Springer, S. 7–15.
- Van Rijsbergen, C. (1979), „Information retrieval: theory and practice“, *Proceedings of the Joint IBM/University of Newcastle upon Tyne Seminar on Data Base Systems*, S. 1–14.
- Varol, H. A., Sup, F. und Goldfarb, M. (2010), „Multiclass Real-Time Intent Recognition of a Powered Lower Limb Prosthesis“, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Jg. 57, Nr. 3, S. 542–551.
- Villa-Parra, A., Delisle-Rodríguez, D., López-Delis, A., Bastos-Filho, T., Sagaró, R. und Frizera-Neto, A. (2015), „Towards a Robotic Knee Exoskeleton Control Based on Human Motion Intention through EEG and sEMG Signals“, *Procedia Manufacturing*, Jg. 3, S. 1379–1386.
- Viterbi, A. (1967), „Error Bounds for Convolutional Codes and an Asymptotically Optimum Decoding Algorithm“, *IEEE Transactions on Information Theory*, Jg. 13, Nr. 2, S. 260–269.
- Walker, P., Rovick, J. und Robertson, D. (1988), „The Effects of Knee Brace Hinge Design and Placement on Joint Mechanics“, *Journal of Biomechanics*, Jg. 21, Nr. 11, S. 969–974.

- Wang, D. u. a. (2014), „Adaptive Knee Joint Exoskeleton Based on Biological Geometries“, *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, Jg. 19, Nr. 4, S. 1268–1278.
- Wang, M., Wu, X., Liu, D., Wang, C., Zhang, T. und Wang, P. (2015a), „A Human Motion Prediction Algorithm for Non-binding Lower Extremity Exoskeleton“, *International Conference on Information and Automation (ICIA)*, IEEE, S. 369–374.
- Wang, S., Meijneke, C., van Asseldonk, E., Hoellinger, T., Cheron, G., Ivanenko, Y., Scaleia, V. L., Sylos-Labini, F., Molinari, M., Tamburella, F., Pisotta, I., Thorsteinsson, F., Ilzkovitz, M., Gancet, J., Nevatia, Y., Hauffe, R., Zanow, F. und van der Kooij, H. (2015b), „Design and Control of the MINDWALKER Exoskeleton“, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Jg. 23, Nr. 2, S. 277–286.
- Wang, S. und van der Kooij, H. (2013), „Modeling, Design, and Optimization of Mindwalker Series Elastic Joint“, *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, S. 1–8.
- Winter, D. A. (2009), *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, John Wiley & Sons.
- Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., Whittle, M., Lima, D. D., Cristofolini, L., Witte, H., Schmid, O. und Stokes, I. (2002), „ISB Recommendation on Definitions of Joint Coordinate System of Various Joints for the Reporting of Human Joint Motion-part I Ankle, Hip, and Spine“, *Journal of Biomechanics*, Jg. 35, Nr. 4, S. 543–548.
- Yamato, J., Ohya, J. und Ishii, K. (1992), „Recognizing Human Action in Time-sequential Images Using Hidden Markov Model“, *IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR)*, IEEE, S. 379–385.

- Yan, T., Cempini, M., Oddo, C. M. und Vitiello, N. (2015), „Review of Assistive Strategies in Powered Lower-limb Orthoses and Exoskeletons“, *Robotics and Autonomous Systems*, Jg. 64, S. 120–136.
- Yang, W. und Dwen, Q.-X. (2014), „Design of an Anthropomorphic Lower Extremity Exoskeleton with Compatible Joints“, *International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO)*, IEEE.
- Yin, Y. H., Fan, Y. J. und Xu, L. D. (2012), „EMG and EPP-integrated Human-machine Interface Between the Paralyzed and Rehabilitation Exoskeleton“, *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, Jg. 16, Nr. 4, S. 542–549.
- Young, A. J. und Ferris, D. P. (2017), „State of the Art and Future Directions for Lower Limb Robotic Exoskeletons“, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Jg. 25, Nr. 2, S. 171–182.
- Zhang, X. und Hashimoto, M. (2012), „Synchronization-based Trajectory Generation Method for a Robotic Suit Using Neural Oscillators for Hip Joint Support in Walking“, *Mechatronics*, Jg. 22, Nr. 1, S. 33–44.
- Zheng, E., Manca, S., Yan, T., Parri, A., Vitiello, N. und Wang, Q. (2017), „Gait Phase Estimation Based on Noncontact Capacitive Sensing and Adaptive Oscillators“, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Jg. 64, Nr. 10, S. 2419–2430.
- Zoss, A. B., Kazerooni, H. und Chu, A. (2006), „Biomechanical Design of the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX)“, *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, Jg. 11, Nr. 2, S. 128–138.
- Zoss, A., Kazerooni, H. und Chu, A. (2005), „On the Mechanical Design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX)“, *International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, S. 3465–3472.